

(19) 日本国特許庁 (J P)

(12) 公表特許公報 (A)

(11) 特許出願公表番号

特表2003-501666

(P2003-501666A)

(43) 公表日 平成15年1月14日 (2003.1.14)

(51) Int.Cl. ⁷	識別記号	F I	テ-マ-コード (参考)
G 0 1 T 1/161		G 0 1 T 1/161	E 2 G 0 8 8
A 6 1 B 6/03	3 3 1	A 6 1 B 6/03	3 3 1 4 C 0 9 3
	3 6 0		3 6 0 Z

審査請求 未請求 予備審査請求 有 (全 66 頁)

(21) 出願番号 特願2001-501911(P2001-501911)
 (86) (22) 出願日 平成11年6月6日 (1999.6.6)
 (85) 翻訳文提出日 平成13年12月6日 (2001.12.6)
 (86) 国際出願番号 PCT/IL99/00300
 (87) 国際公開番号 WO00/075691
 (87) 国際公開日 平成12年12月14日 (2000.12.14)
 (81) 指定国 EP(AT, BE, CH, CY, DE, DK, ES, FI, FR, GB, GR, IE, IT, LU, MC, NL, PT, SE), JP, US

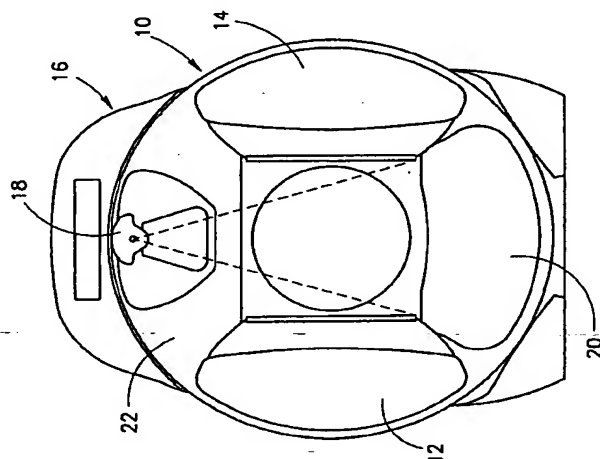
(71) 出願人 エルゲムズ・リミテッド
 イスラエル国 ティラット ハカーメル
 30200 ビー・オー・ボックス 170
 (72) 発明者 バラン・アディ
 イスラエル国 ハイファ 32985 ハシデ
 イーフモト ハオラム ストリート 3
 /8
 (72) 発明者 シレム・イガル
 イスラエル国 ハイファ 34970 ケレン
 ハイエスオド ストリート 29
 (74) 代理人 弁理士 松岡 修平

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 ガンマカメラおよびCTシステム

(57) 【要約】

対象物の核医学画像を生成する方法であって、次のステップを含む。核断層画像の生成に適した核画像化データを取得すること。ここでこのデータは、平均の第1速度で前記対象物の周りを回転する少なくとも1つのガンマカメラヘッド (12, 14) によって取得される。前記ガンマカメラ画像の減弱補正のためのX線断層画像の生成に適したX線画像化データを取得すること。ここでこのデータは、前記第1速度の10倍の範囲内である平均の第2速度で前記対象物の周りを回転するX線発生源 (18) により放射線を照射される検出器アレイ (20) によって取得される。および、前記核画像化データおよびX線画像化データを利用して、減弱補正された核医学画像を再構成すること。



【特許請求の範囲】

【請求項1】 対象物の核医学画像を生成する方法であって、

平均の第1速度で前記対象物の周りを回転するガンマカメラヘッドによって核画像データが取得される状態で、核断層画像の生成に適した核画像化データを取得すること、

前記第1速度の10倍の範囲内である平均の第2速度で前記対象物の周りを回転するX線発生源により放射線を照射される検出器によってX線画像化データが取得される状態で、前記ガンマカメラ画像の減弱補正のためのX線断層画像の生成に適したX線画像化データを取得すること、および、

前記核画像化データおよびX線画像化データを利用して、減弱補正された核医学画像を再構成すること、を含む方法。

【請求項2】 前記第2速度および前記第1速度は実質的に同一である、請求項1に記載の方法。

【請求項3】 前記第1および第2速度は同一である、請求項1に記載の方法。

【請求項4】 対象物の核医学画像を生成する方法であって、

前記対象物の周りを回転するガンマカメラヘッドによって核画像データが取得される状態で、核断層画像の生成に適した核画像化データを取得すること、

前記対象物の周りを回転するX線発生源により放射線を照射される検出器によってX線画像化データが取得される状態で、前記ガンマカメラ画像の減弱補正のためのX線断層画像の生成に適したX線画像化データを取得すること、および、

前記X線断層画像が約10ハウンスフィールド値より上のRMSノイズレベルを持つ状態で、前記核画像化データおよびX線画像化データを利用して、減弱補正された核医学画像を再構成すること、を含む方法。

【請求項5】 前記RMSノイズレベルは15ハウンスフィールド値より高い、請求項4に記載の方法。

【請求項6】 前記RMSノイズレベルは20ハウンスフィールド値より高い、請求項4に記載の方法。

【請求項7】 前記RMSノイズレベルは50ハウンスフィールド値より高

い、請求項4に記載の方法。

【請求項8】 前記RMSノイズレベルは100ハウンスフィールド値より高い、請求項4に記載の方法。

【請求項9】 前記RMSノイズレベルは200ハウンスフィールド値より低い、請求項4に記載の方法。

【請求項10】 前記X線断層画像は、体軸横断方向において約2 lp/cmより低い解像度を有する、請求項4から請求項9のいずれかに記載の方法。

【請求項11】 前記解像度は、約3 lp/cmより低い、請求項10に記載の方法。

【請求項12】 前記解像度は、約4 lp/cmより低い、請求項10に記載の方法。

【請求項13】 対象物の核医学画像を生成する方法であって、

前記対象物の周りを回転するガンマカメラヘッドによって核画像データが取得される状態で、核断層画像の生成に適した核画像化データを取得すること、

前記対象物の周りを回転するX線発生源により放射線を照射される検出器によってX線画像化データが取得される状態で、前記ガンマカメラ画像の減弱補正のためのX線断層画像の生成に適したX線画像化データを取得すること、および、

前記X線断層画像が約2 lp/cmより低い解像度を持つ状態で、前記核画像化データおよびX線画像化データを利用して、減弱補正された核医学画像を再構成すること、を含む方法。

【請求項14】 前記解像度は約3 lp/cmよりも低い、請求項13に記載の方法。

【請求項15】 前記解像度は約4 lp/cmよりも低い、請求項13に記載の方法。

【請求項16】 患者の減弱補正された核医学画像を生成するための装置であって、

軸の周りでの第1の制御可能な回転速度で核断層画像を生成するのに適した核画像データを取得する少なくとも1つのガンマカメラヘッドと、

前記軸の周りで第2の制御可能な回転速度で、前記核断層画像の補正のための

減衰画像の生成に適したX線データを取得する少なくとも1つのX線CTイメージャと、

以下の7つの動作モード、

(i)前記第1および第2の回転速度が同一であるゲート制御無しのNM画像化モード、

(ii)前記X線検出器が複数の回転を行い、様々な回転についての前記X線取得のそれぞれの視野からのデータが平均化される、ゲート制御無しのNM画像化モード、

(iii)前記第2の回転速度が前記第1の回転速度よりも実質的に速く、前記X線取得のそれぞれの視野からのデータは、複数の呼吸ゲート制御期間のうちの1つを対応付けられる、移動ゲート制御のNM画像化モード、

(iv)患者が息を止めている間の1またはほんの僅かな回転の間でCT画像が取得され、前記CT画像はこの条件に一致するNM画像を補正するために用いられる、呼吸ゲート制御のNM画像化モード、

(v)前記第2の回転速度が前記第1の回転速度と実質的に同じであるか、または、前記第2の回転速度が前記第1の回転速度よりも実質的に速く、様々な回転についての前記X線取得のそれぞれの視野からのデータが平均化され、この場合において前記X線データは心拍周期とは関係付けられない、心拍ゲート制御のNM画像化モード、

(vi)前記第2の回転速度が前記第1の回転速度よりも速く、前記X線データがNMデータと同一のくくりつけにしたがってくくりつけられる、心拍ゲート制御のNM画像化モード、

(vii)前記X線データが前記第2の回転速度が前記第1の回転速度と実質的に同一であり、前記X線データは前記NMデータと同じくくりつけにしたがってくくりつけられる、心拍ゲート制御のNM画像化モード、

のうちの少なくとも2つを選択的に提供するために、データ取得、および、第1および第2の回転速度を制御するコントローラと、

を備える装置。

【請求項17】 前記コントローラは、前記動作モードのうちの少なくとも

3つを提供するために、前記データ取得、および、第1および第2の回転速度を制御する、請求項16に記載の装置。

【請求項18】 前記コントローラは、前記動作モードのうちの少なくとも4つを提供するために、前記データ取得、および、第1および第2の回転速度を制御する、請求項16に記載の装置。

【請求項19】 前記コントローラは、前記動作モードのうちの少なくとも5つを提供するために、前記データ取得、および、第1および第2の回転速度を制御する、請求項16に記載の装置。

【請求項20】 前記コントローラは、前記動作モードのうちの少なくとも6つを提供するために、前記データ取得、および、第1および第2の回転速度を制御する、請求項16に記載の装置。

【請求項21】 前記コントローラは、前記動作モードの全てを提供するために、前記データ取得、および、第1および第2の回転速度を制御する、請求項16に記載の装置。

【請求項22】 前記提供される動作モードは、少なくともモード(i)を含む、請求項16から請求項20のいずれかに記載の装置。

【請求項23】 前記提供される動作モードは、少なくともモード(ii)を含む、請求項16から請求項20のいずれかに記載の装置。

【請求項24】 前記提供される動作モードは、少なくともモード(iii)を含む、請求項16から請求項20のいずれかに記載の装置。

【請求項25】 前記提供される動作モードは、少なくともモード(iv)を含む、請求項16から請求項20のいずれかに記載の装置。

【請求項26】 前記提供される動作モードは、少なくともモード(v)を含む、請求項16から請求項20のいずれかに記載の装置。

【請求項27】 前記提供される動作モードは、少なくともモード(vi)を含む、請求項16から請求項20のいずれかに記載の装置。

【請求項28】 前記提供される動作モードは、少なくともモード(vii)を含む、請求項16から請求項20のいずれかに記載の装置。

【請求項29】 X線画像化機能を有する核医学カメラであって、

ガントリに取り付けられた少なくとも1つのガンマカメラと、
前記同一のガントリに取り付けられたX線CTイメージャと、を備え、
前記少なくとも1つのガンマカメラと前記X線イメージャは、共通軸の周りを
様々な回転速度で同時に回転可能である。

【請求項30】 前記少なくとも1つのガンマカメラと前記X線イメージャ
は、共通軸の周りを同一の回転速度で同時に回転可能である、請求項29に記載
の核医学カメラ。

【請求項31】 X線画像化機能を有する核医学カメラであって、
一組のガンマカメラがそれらの間での制御可能な角度を有し、また断層核画像
の再構成のための核画像化データを取得することのできる、ガントリに取り付け
られ、軸周りで共通の第1の回転速度で共に回転することのできる一組のガンマ
カメラと、

前記同一のガントリに取り付けられ、X線画像の再構成のためのX線画像化デ
ータを取得することのできるX線CTイメージャと、

前記ガンマカメラ間の角度を制御するコントローラと、
を備える核医学カメラ。

【請求項32】 X線画像化機能を有する核医学カメラであって、
ガントリのローターに取り付けられ、核画像を再構成するための核画像化デー
タを取得することのできる少なくとも1つのガンマカメラと、

前記同一のガントリの回転部分に取り付けられ、X線画像の再構成のためのX
線画像化データを取得することのできるX線CTイメージャと、

前記ガントリの回転部分には位置していない画像処理回路と、

前記核およびX線画像化データを前記回路に転送する共通のコンジットと、
を備える核医学カメラ。

【請求項33】 前記ガントリの前記回転部分に取り付けられる追加画像処
理回路をさらに備え、前記追加回路は前記転送の前に前記X線および核画像化デ
ータの少なくとも1つに予備的な処理を施す、請求項32に記載のカメラ。

【請求項34】 前記画像処理回路は、前記CTおよびNM画像を再構成す
るために用いられる、請求項32に記載のカメラ。

【請求項35】 前記CTおよびNM画像を再構成するために共通回路が用いられる、請求項34に記載のカメラ。

【請求項36】 前記共通回路は同一のCPUを備える、請求項35に記載のカメラ。

【請求項37】 前記CTおよびNM画像を再構成するために用いられる共通のソフトウェアを含む、請求項36に記載のカメラ。

【請求項38】 前記転送の前に前記核およびX線データをマルチプレクスするマルチプレクサを含む、請求項32に記載のカメラ。

【請求項39】 前記転送の後に前記核およびX線データをデマルチプレクスするデマルチプレクサを含む、請求項38に記載のカメラ。

【請求項40】 前記共通のコンジットはスリップリングを含む、請求項32から請求項39のいずれかに記載のカメラ。

【請求項41】 前記共通のコンジットはワイヤレスリンクを含む、請求項32から請求項39のいずれかに記載のカメラ。

【請求項42】 CTイメージャをガントリに取り付ける方法であって、ガントリのローターの回転中心を決定すること、複数の取り付け部材を前記回転中心を基準として予め決定された位置に置くこと、および、前記取り付け部材を前記予め決定された位置に保持しつつ、前記取り付け部材を前記ローターに接続すること、を含む方法。

【請求項43】 前記回転中心を基準とする位置決めジグを提供すること、および、前記ジグに前記取り付け部材を接続すること、を含む請求項42に記載の方法。

【請求項44】 前記回転中心に柱を置くこと、および、前記柱に前記ジグを取り付けること、を含む請求項43に記載の方法。

【請求項45】 X線発生源を提供し、その発生源は、その上の第1の取付け基準を参照されて提供され、

X線検出器を提供し、その検出器は、その上の第2の取付け面を参照されて

提供され、および、

前記X線発生源およびX線検出器を前記接続された取り付け部材に取り付けること、を含む請求項42から請求項44のいずれかに記載の方法。

【請求項46】 前記取り付け部材は、前記第1および第2の取付け基準上のマッチング部材と結合する位置合わせ部材を備える、請求項45に記載の方法。

【請求項47】 接続することは、接着剤でつけることを含む、請求項42から請求項44のいずれかに記載の方法。

【請求項48】 接続することは、ネジを用いて接続することを含む、請求項42から請求項44のいずれかに記載の方法。

【請求項49】 接続することは、接着剤でつけることを含む、請求項45に記載の方法。

【請求項50】 接続することは、ネジを用いて接続することを含む、請求項45に記載の方法。

【請求項51】 接続することは、接着剤でつけることを含む、請求項46に記載の方法。

【請求項52】 接続することは、ネジを用いて接続することを含む、請求項46に記載の方法。

【請求項53】 患者の減弱補正された核医学画像を生成するための装置であって、

核断層画像を生成するのに適した、軸周りの複数の位置で核画像を取得する複数のガンマカメラヘッドと、

軸周りの複数の位置で、前記核断層画像の補正のための減衰画像を生成するのに適したX線データを取得する、少なくとも1つのX線CTイメージャと、

前記核およびX線データを利用して減弱補正核画像を生成する画像処理回路と、

SPECT画像が生成されるSPECTモードおよびPET画像が生成されるPETモードで選択的に動作させるために、前記データ取得および画像処理回路を制御するコントローラと、

を備える装置。

【請求項54】 核画像を補正するための減衰データを取得することを含む核画像化の方法であって、

身体の第1の軸上の延長の部分で核放射データを取得すること、

前記身体の関心の放射性領域の範囲を決定すること、および、

前記決定された範囲に応じて、前記身体の第2の軸上の延長の部分で透過データを取得すること、を含む方法。

【請求項55】 前記第2の軸上の延長の部分は、前記第1の軸上の延長の部分よりも小さい、請求項54に記載の方法。

【請求項56】 範囲を決定することは、平面の核放射画像を取得することを含む、請求項54または請求項55に記載の方法。

【請求項57】 範囲を決定することは、前記取得された核放射データから前記範囲を決定することを含む、請求項54または請求項55に記載の方法。

【請求項58】 前記透過データはX線発生源を用いて取得される、請求項54または請求項55に記載の方法。

【請求項59】 前記透過データはガンマ線発生源を用いて取得される、請求項54または請求項55に記載の方法。

【請求項60】 前記透過データはX線発生源を用いて取得される、請求項56に記載の方法。

【請求項61】 前記透過データはガンマ線発生源を用いて取得される、請求項56に記載の方法。

【請求項62】 前記透過データはX線発生源を用いて取得される、請求項57に記載の方法。

【請求項63】 前記透過データはガンマ線発生源を用いて取得される、請求項57に記載の方法。

【請求項64】 前記透過データはX線発生源を用いて取得される、請求項58に記載の方法。

【請求項65】 前記透過データはガンマ線発生源を用いて取得される、請求項58に記載の方法。

【請求項66】 核画像を補正するための減衰データを取得する方法であって、

身体内の関心の器官の範囲を決定すること、

前記関心の器官よりも広い前記身体第1の軸上の延長の部分で核放射データを取得すること、および、

前記決定された前記器官の範囲に応じて、前記第1の部分よりもかなり小さな第2の部分である、前記身体第2の軸上の延長の部分で透過データを取得すること、を含む方法。

【請求項67】 範囲を決定することは、平面X線画像を取得することを含む、請求項66に記載の方法。

【請求項68】 前記透過データは、X線発生源を用いて取得される、請求項66または請求項67に記載の方法。

【請求項69】 範囲を決定することは、平面の透過ガンマ線画像を取得することを含む、請求項66に記載の方法。

【請求項70】 前記透過データは、ガンマ線発生源を用いて取得される、請求項66または請求項69に記載の方法。

【請求項71】 範囲を決定することは、平面の核放射画像を取得することを含む、請求項66に記載の方法。

【請求項72】 範囲を決定することは、前記取得された核放射データから前記範囲を決定することを含む、請求項66に記載の方法。

【請求項73】 対象物の核医学画像を生成する方法であって、

核画像データが前記対象物の周りで回転するガンマカメラヘッドによって取得される状態で、核断層画像を生成するのに適した核画像化データを取得すること

、
前記対象物の周りで回転するX線発生源により放射線を照射される検出器によってX線画像化データが取得される状態で、前記ガンマカメラ画像の減弱補正のためにX線断層画像を生成するのに適したX画像化データを取得すること、

前記X線が生成される間、前記ガンマカメラの感度を減少させること、および、

前記核画像化データおよび前記X線画像化データを利用して、減弱補正された核医学画像を再構成すること、を含む方法。

【請求項74】 前記ガンマカメラヘッドは、ダイノードを有する複数の光電子増倍管を含み、前記感度を減少させることは、前記ダイノードの電圧を減少させることを含む、請求項73に記載の方法。

【請求項75】 対象物の核医学画像を生成する方法であって、
核画像データが前記対象物の周りで回転するガンマカメラヘッドによって取得される状態で、核断層画像を生成するのに適した核画像化データを取得すること

複数の回転に関して、前記対象物の周りで回転するX線発生源により放射線を照射される検出器によってX線画像化データが取得される状態で、前記ガンマカメラ画像の減弱補正のためにX線断層画像を生成するのに適したX画像化データを取得すること、

平均化されたX線画像化データを生成するために、前記X線発生源の様々な回転で得られた同一視野のX線画像化データを平均化すること、

前記核画像化データおよび前記平均化されたX線画像化データを利用して、減弱補正された核医学画像を再構成すること、を含む方法。

【請求項76】 物理的な変数を基準にして前記X線データをくくりつけることを含み、前記平均化は前記同一のくくりつけおよび同一の視野を有するデータについて実行される、請求項75に記載の方法。

【請求項77】 物理的な変数に応じてX線をゲート制御することを含む、請求項75に記載の方法。

【請求項78】 患者の減弱補正された核医学画像を生成するための装置であって、

軸周りの複数の位置で核断層画像を生成するのに適した核画像データを取得する複数のガンマカメラヘッドと、

軸周りの複数の位置で、前記核断層画像の補正のために減衰画像の生成に適したX線データを取得する、少なくとも1つのX線CTイメージャと、を備え、

前記X線CTイメージャは固定アノードのX線管を備える。

【請求項79】 透過および放射画像化システムを位置合わせするための位置合わせ模型であって、

十分に減衰させる複数の空隙が形成された模型胴体と、

前記空隙を埋める放射性の物質と、

を備える模型。

【請求項80】 前記空隙の少なくとも1つは細長い空隙である、請求項79に記載の模型。

【請求項81】 前記空隙の少なくとも1つは球形の空隙である、請求項79に記載の模型。

【請求項82】 前記空隙から軸上でオフセットされた複数の放射線不透過のマーキング部材を含む、請求項79から請求項81のいずれかに記載の模型。

【請求項83】 前記放射性の物質はX線に対して放射線不透過である、請求項79から請求項81のいずれかに記載の模型。

【請求項84】 このような空隙を少なくとも3つ含む、請求項79から請求項81のいずれかに記載の模型。

【請求項85】 このような空隙を少なくとも4つ含む、請求項79から請求項81のいずれかに記載の模型。

【請求項86】 前記空隙を少なくとも6つ含む、請求項79から請求項81のいずれかに記載の模型。

【請求項87】 このような空隙を少なくとも3つ含む、請求項82に記載の模型。

【請求項88】 このような空隙を少なくとも4つ含む、請求項82に記載の模型。

【請求項89】 前記空隙を少なくとも6つ含む、請求項82に記載の模型。

【請求項90】 核放射画像化システムおよび透過画像化システム間の座標変換を決定する方法であって、

前記核放射画像化システムで画像化可能な要素および前記透過画像化システムで画像化可能な要素を有する模型を提供すること、

前記模型の放射および透過画像を提供するために前記システムの両方によって前記模型を画像化すること、および、

前記放射および透過画像の比較から前記変換を決定すること、を含む方法。

【請求項91】 前記透過画像はX線画像である、請求項90に記載の方法

【請求項92】 前記透過画像はガンマ線画像である、請求項90に記載の方法。

【請求項93】 前記模型は、
複数の空隙が形成された模型胴体と、
前記空隙を埋める放射性物質と、を備える請求項90から請求項93のいずれかに記載の方法。

【請求項94】 前記放射性物質はX線に対して放射線不透過である、請求項93に記載の方法。

【請求項95】 前記模型は、前記空隙から軸上でオフセットされた複数の放射線不透過のマーキング部材を含む、請求項93に記載の方法。

【請求項96】 前記空隙の少なくとも1つは細長い空隙である、請求項93に記載の模型。

【請求項97】 前記空隙の少なくとも1つは球形の空隙である、請求項93に記載の模型。

【発明の詳細な説明】

【0001】

[技術分野]

本発明は、核医学分野に関し、詳細には、位置限定および核画像の減弱補正のためにX線放射画像化を用いるガンマカメラに関する。

【0002】

[発明の背景]

核医学における減弱補正が当技術分野でよく知られている。特に、SPECTまたはPET画像を生成するときに、介在する組織および骨による、画像を生成するために用いられるガンマ線の減衰の影響について補正することが良く知られている。特に、ガンマカメラで画像化されている領域の減衰マップ（三次元画像または二次元スライスの一続き）を生成し、ガンマ線源と検出器の間の組織および骨の減衰に基づいてガンマイベントのカウントを補正することが知られている。

【0003】

減衰画像は、核CT（減衰）画像を生成するためにガンマ線源を用いる、いくつかの従来技術の装置で生成される。X線によるCT減衰画像は、他の従来技術の装置で使用される。放射および透過画像の両方を得るために同じ検出器を利用する装置が、それらの画像を得るために異なる検出器を利用する装置と同様に報告されている。それらの画像の1つまたは両方の取得のために、単一および多数検出器の両方を利用する装置もまた知られている。

【0004】

一般的に、減衰マップを生成するためにX線を利用する従来装置は、X線およびガンマ線画像化サブシステムのために別々のガントリを用いる。このタイプのシステムは、例えば、その開示が参照によって本明細書に組み込まれる米国特許5,391,877に記載されている。しかしながら、この場合減衰マップと核医学画像の照合が必要になる。他のシステムは、X線およびガンマ線画像化システム両方のために同じガントリを利用する。このようなシステムは、例えば、その開示が参照によって本明細書に組み込まれる米国特許5,376,795に記載されている。

【0005】

[発明の概要]

本発明のいくつかの好ましい実施形態の側面は、PET、SPECTおよびX線CT機能を持つシステムに関する。この側面による好ましい実施形態において、システムは、X線、SPECTまたはPET三次元画像化（または二次元の多数のスライス）を実行することができる。

【0006】

本発明のいくつかの好ましい実施形態の側面は、SPECT画像化のデータ取得のためのガンマカメラヘッド、および、減弱補正マップのためのCT再構成データ取得用のX線検出器についての、検出器回転の相対的な速度に関連する。特に、本発明のいくつかの好ましい実施形態によれば、CT画像は、ガンマカメラヘッドの回転速度と同等の低い回転速度で取得される。或いは、それほど好ましくないが、X線データは、高い回転速度で、また好ましくは数回転以上で取得される。その後、様々な回転に関し同一の角度のデータが平均される。別の選択肢として又は追加として、ガンマカメラ解像度およびノイズレベルと合わせるために、より低画質のCTデータが取得される。

【0007】

このことは、3つの重要な有利な点を可能にする。第1に、データが取得される際の条件を合わせることを可能にすることである。すなわち、同一の身体動作についての平均化は、両方の取得に本来備わっている。第2に、遅い回転速度のガントリを用いても良いことである。第3に、X線パワーが低くても良いことである。このことによって、ガンマカメラ単独用に通常適しているサイズおよびタイプについて、より小さな電力供給のおよび小さなガントリが可能になる。

【0008】

本発明のいくつかの好ましい実施形態において、パルスデューティサイクルがX線データにおける望ましい信号対ノイズを与えるように設計されたパルスモードで動作させることによって、X線エネルギーのパワーは、視野(view)あたり最適なエネルギーを提供するように調整される。データは、X線管に準DCを与えることによって調整されても良い。つまり、X線の持続時間は、望ましい総合の

X線エネルギーを提供するのに十分なように制御される。

【0009】

本発明のいくつかの好ましい実施形態の側面は、 90° 、 180° または 90° から 180° の間のすべての選択可能な角度だけ離して方向付けられた2つの検出器を利用して、透過および減衰マップを作ることのできるガンマカメラに関連する。

【0010】

本発明のいくつかの好ましい実施形態の側面は、減衰画像の取得のために利用される放射量の削減に関する。本発明の好ましい実施形態によれば、最初にNM画像が取得される。次に、NM画像が対象にする患者身体の上でのみ、減衰画像のためのデータが取得される。特に、減衰画像は、(NM画像から識別されるような) 関心の器官を含む領域で、または、NM画像において活動が識別される身体領域上でのみ取得される。

【0011】

本発明のいくつかの好ましい実施形態の側面は、X線システムおよびガンマカメラヘッドの通電法に関連する。本発明の好ましい実施形態によれば、コンジット (conduit) の共通セットが、X線システムおよびガンマカメラヘッドにパワーを供給する。本発明のいくつかの好ましい実施形態において、回転ガントリに転送する必要があるのは低い電圧だけとなるように、減衰データ取得のために用いられる、電力供給を含むX線発生装置が、ガントリ上にマウントされる。この転送は、スリッピングまたはカールケーブルを用いることによって達成することができる。

【0012】

本発明のいくつかの好ましい実施形態の側面は、X線検出器およびガンマ線検出器から画像再構成システムへのデータの転送に関連する。本発明の好ましい実施形態において、X線検出器およびガンマカメラのヘッド (または複数のヘッド) の出力はデジタル化される。デジタル化された信号は、共通のデータ転送ライン (または複数のライン) を介して共通のコンピュータシステムに送信される。本発明の好ましい実施形態において、データは、共通の導線または光ケーブル

システムによって転送される。別の好ましい実施形態において、データは、ワイヤレスリンク、例えば光リンクまたは無線リンクによって転送される。

【0013】

本発明のいくつかの好ましい実施形態の関連の側面において、再構成アルゴリズムおよび／または共通CPUのような、同じコンピュータインフラストラクチャが、NMおよびX線画像の両方を再構成するために用いられる。

【0014】

本発明のいくつかの好ましい実施形態の側面は、1以上の複数のモードで動作する、統合されたNMおよびX線CTシステムに関連する。例えば、可能なモードは以下のものである：

- 1) ゲート制御無しNM画像化モード。このモードでは、X線検出器は、NM検出器とともに回転するか、または、X線検出器は多数の回転を行い、同じ視野の異なる回転でのデータが平均化される。
- 2) CTデータが高回転速度モードで取得され、それぞれの視野のデータが、呼吸ゲート制御期間の1つと関連付けられる呼吸ゲート制御式のNM画像化モード。このモードでは、ノイズの多い画像になったとしても、平均化されていないCTデータが高解像度を生成するために用いられても良い。
- 3) CTデータが、患者が息を止めている間の1またはほんの僅かな回転以上で取得される、呼吸ゲート制御式のNM画像化モード。その後CT画像は、この条件に一致するNM画像を補正するために使用される。
- 4) CTデータが、低回転速度モード、またはデータの平均化を伴う高回転速度モードのどちらかで取得される心拍ゲート制御式のNM画像化モード。このモードでは、減衰データは心周期とは関係しない。しかしながら、CT画像は、心周期で平均化されたデータに基づく。
- 5) NMデータと同一または類似のくくりつけにしたがうCTデータのゲート制御を伴う、CTデータが高回転速度モードで取得される心拍ゲート制御式のNM画像化モード。

【0015】

本発明のいくつかの好ましい実施形態の側面は、統合化されたNM/X線CT

システムの構成に関連する。本発明のいくつかの好ましい実施形態において、X線とNMシステムの間の関係は、回転位置に関して固定される。このシステムは、構造的にシンプルであるが、上記の動作モードのいくつかのように2つに対する回転速度が同じでなければ、X線およびNM画像のためのデータを別々にとらなければならない。本発明のいくつかの好ましい実施形態において、1つのメインのガントリが提供される。2セットのデータ取得システムのうちの1つが、メインのガントリとともに回転する。第2の取得システムは、メインのガントリ上に搭載され、メインのガントリを基準に回転する。

【0016】

本発明のいくつかの好ましい実施形態の側面は、統合化されたCT/NM画像化システムの位置合わせおよび較正を含む。本発明の好ましい実施形態において、システムの位置合わせとパワーの要求条件および重量は大きく削減されるので、CT部の構造は、複雑なCTシステムと比較して非常にシンプルである。X線システムの調整および特にX線システムのフィールド交換をシンプルにするために、標準位置合わせ面および位置に基づく位置合わせ方法、およびこれらの面の正確な機械加工なしにこれらの面を提供する方法が提供される。本発明の好ましい実施形態において、ガントリの回転中心を中心におく位置合わせジグによって決定された位置に基づいて、位置合わせ面がネジによってガントリに取り付けられる。より好ましくは、位置合わせ面は、ガントリに接着剤によって取り付けられる。X線システムは比較的重量が軽いために、これらの取り付け方法はともに有効かつ安全である。

【0017】

本発明の好ましい実施形態において、X線システムおよびNMシステムは、軸上で移動される（回転軸に沿って）。X線システムは、NMシステムであるガントリ支持物に近接して取り付けられるのが好ましい。

【0018】

したがって、本発明の好ましい実施形態によって提供されるのは、対象物の核医学画像を生成する方法であって、

平均の第1速度で前記対象物の周りを回転するガンマカメラヘッドによって核

画像データが取得される状態で、核断層画像の生成に適した核画像化データを取得すること、

前記第1速度の10倍の範囲内である平均の第2速度で前記対象物の周りを回転するX線発生源により放射線を照射される検出器によってX線画像化データが取得される状態で、前記ガンマカメラ画像の減弱補正のためのX線断層画像の生成に適したX線画像化データを取得すること、および、

前記核画像化データおよびX線画像化データを利用して、減弱補正された核医学画像を再構成することを含む。前記第2速度および前記第1速度は実質的に同一であるのが好ましい。前記第1および第2速度は同一であるのが好ましい。

【0019】

本発明の好ましい実施形態によってさらに提供されるのは、対象物の核医学画像を生成する方法であって、

前記対象物の周りを回転するガンマカメラヘッドによって核画像データが取得される状態で、核断層画像の生成に適した核画像化データを取得すること、

前記対象物の周りを回転するX線発生源により放射線を照射される検出器によってX線画像化データが取得される状態で、前記ガンマカメラ画像の減弱補正のためのX線断層画像の生成に適したX線画像化データを取得すること、および、

前記X線断層画像が約10ハウンスフィールド値より上のRMSノイズレベルを持つ状態で、前記核画像化データおよびX線画像化データを利用して、減弱補正された核医学画像を再構成することを含む。前記RMSノイズレベルは15ハウンスフィールド値より高いことが好ましい。前記RMSノイズレベルは20ハウンスフィールド値より高いことが好ましい。前記RMSノイズレベルは50ハウンスフィールド値より高いことが好ましい。前記RMSノイズレベルは100ハウンスフィールド値より高いことが好ましい。本発明の好ましい実施形態において、前記RMSノイズレベルは200ハウンスフィールド値より低い。

【0020】

本発明の好ましい実施形態において、前記X線断層画像は、体軸横断方向において約2 lp/cmより低い解像度を有する。前記解像度は、約3 lp/cmより低いことが好ましい。前記解像度は、約4 lp/cmより低いことが好ましい。

【0021】

本発明の好ましい実施形態によってさらに提供されるのは、対象物の核医学画像を生成する方法であって、

前記対象物の周りを回転するガンマカメラヘッドによって核画像データが取得される状態で、核断層画像の生成に適した核画像化データを取得すること、

前記対象物の周りを回転するX線発生源により放射線を照射される検出器によってX線画像化データが取得される状態で、前記ガンマカメラ画像の減弱補正のためのX線断層画像の生成に適したX線画像化データを取得すること、および、

前記X線断層画像が約2 lp/cmより低い解像度を持つ状態で、前記核画像化データおよびX線画像化データを利用して、減弱補正された核医学画像を再構成することを含む。前記解像度は約3 lp/cmよりも低いことが好ましい。前記解像度は約4 lp/cmよりも低いことが好ましい。

【0022】

本発明の好ましい実施形態によってさらに提供されるのは、患者の減弱補正された核医学画像を生成するための装置であって、

軸の周りでの第1の制御可能な回転速度で核断層画像を生成するのに適した核画像データを取得する少なくとも1つのガンマカメラヘッドと、

前記軸の周りで第2の制御可能な回転速度で、前記核断層画像の補正のための減衰画像の生成に適したX線データを取得する少なくとも1つのX線CTイメージャと、

以下の7つの動作モードのうちの少なくとも2つを選択的に提供するために、データ取得、および、第1および第2の回転速度を制御するコントローラと、を備える。

(i) 前記第1および第2の回転速度が同一であるゲート制御無しのNM画像化モード、

(ii) 前記X線検出器が複数の回転を行い、様々な回転についての前記X線取得のそれぞれの視野からのデータが平均化される、ゲート制御無しのNM画像化モード、

(iii) 前記第2の回転速度が前記第1の回転速度よりも実質的に速く、前記X

線取得のそれぞれの視野からのデータは、複数の呼吸ゲート制御期間のうちの1つを対応付けられる、移動ゲート制御のNM画像化モード、

(iv) 患者が息を止めている間の1またはほんの僅かな回転の間でCT画像が取得され、前記CT画像はこの条件に一致するNM画像を補正するために用いられる、呼吸ゲート制御のNM画像化モード、

(v) 前記第2の回転速度が前記第1の回転速度と実質的に同じであるか、または、前記第2の回転速度が前記第1の回転速度よりも実質的に速く、様々な回転についての前記X線取得のそれぞれの視野からのデータが平均化され、この場合において前記X線データは心拍周期とは関係付けられない、心拍ゲート制御のNM画像化モード、

(vi) 前記第2の回転速度が前記第1の回転速度よりも速く、前記X線データがNMデータと同一のくくりつけにしたがってくくりつけられる、心拍ゲート制御のNM画像化モード、および、

(vii) 前記X線データが前記第2の回転速度が前記第1の回転速度と実質的に同一であり、前記X線データは前記NMデータと同じくくりつけにしたがってくくりつけられる、心拍ゲート制御のNM画像化モード。前記コントローラは、前記動作モードのうちの少なくとも3つを提供するために、前記データ取得、および、第1および第2の回転速度を制御することが好ましい。前記コントローラは、前記動作モードのうちの少なくとも4つを提供するために、前記データ取得、および、第1および第2の回転速度を制御することが好ましい。前記コントローラは、前記動作モードのうちの少なくとも5つを提供するために、前記データ取得、および、第1および第2の回転速度を制御することが好ましい。前記コントローラは、前記動作モードのうちの少なくとも6つを提供するために、前記データ取得、および、第1および第2の回転速度を制御することが好ましい。前記コントローラは、前記動作モードの全てを提供するために、前記データ取得、および、第1および第2の回転速度を制御することが好ましい。

【0023】

本発明の好ましい実施形態において、前記提供される動作モードは、少なくともモード(i)を含む。別の選択肢として又は追加として、前記提供される動作モ

ードは、少なくともモード(ii)を含む。別の選択肢として又は追加として、前記提供される動作モードは、少なくともモード(iii)を含む。別の選択肢として又は追加として、前記提供される動作モードは、少なくともモード(iv)を含む。別の選択肢として又は追加として、前記提供される動作モードは、少なくともモード(v)を含む。別の選択肢として又は追加として、前記提供される動作モードは、少なくともモード(vi)を含む。別の選択肢として又は追加として、前記提供される動作モードは、少なくともモード(vii)を含む。

【0024】

本発明の好ましい実施形態によってさらに提供されるのは、X線画像化機能を有する核医学カメラであって、

ガントリに取り付けられた少なくとも1つのガンマカメラと、

前記同一のガントリに取り付けられたX線CTイメージャと、を備え、

前記少なくとも1つのガンマカメラと前記X線イメージャは、共通軸の周りを様々な回転速度で同時に回転可能である。前記少なくとも1つのガンマカメラと前記X線イメージャは、共通軸の周りを同一の回転速度で同時に回転可能であるのが好ましい。

【0025】

本発明の好ましい実施形態によってさらに提供されるのは、X線画像化機能を有する核医学カメラであって、

一組のガンマカメラがそれらの間での制御可能な角度を有し、また断層核画像の再構成のための核画像化データを取得することのできる、ガントリに取り付けられ、軸周りで共通の第1の回転速度で共に回転することのできる一組のガンマカメラと、

前記同一のガントリに取り付けられ、X線画像の再構成のためのX線画像化データを取得することのできるX線CTイメージャと、

前記ガンマカメラ間の角度を制御するコントローラと、を備える。

【0026】

本発明の好ましい実施形態によってさらに提供されるのは、X線画像化機能を有する核医学カメラであって、

ガントリのローターに取り付けられ、核画像を再構成するための核画像化データを取得することのできる少なくとも1つのガンマカメラと、

前記同一のガントリの回転部分に取り付けられ、X線画像の再構成のためのX線画像化データを取得することのできるX線CTイメージャと、

前記ガントリの回転部分には位置していない画像処理回路と、

前記核およびX線画像化データを前記回路に転送する共通のコンジットと、を備える。前記ガントリの前記回転部分に取り付けられる追加画像処理回路をさらに備え、前記追加回路は前記転送の前に前記X線および核画像化データの少なくとも1つに予備的な処理を施すのが好ましい。別の選択肢として又は追加として、前記画像処理回路は、前記CTおよびNM画像を再構成するために用いられる。前記CTおよびNM画像を再構成するために共通回路が用いられるのが好ましい。前記共通回路は同一のCPUを備えるのが好ましい。

【0027】

本発明の好ましい実施形態において、前記カメラは、前記CTおよびNM画像を再構成するために用いられる共通のソフトウェアを含む。別の選択肢として又は追加として、前記カメラは、前記転送の前に前記核およびX線データをマルチプレクスするマルチプレクサを含む。前記カメラは、前記転送の後に前記核およびX線データをデマルチプレクスするデマルチプレクサを含むのが好ましい。

本発明の好ましい実施形態において、前記共通のコンジットはスリップリングを含む。別の選択肢として又は追加として、前記共通のコンジットはワイヤレスリンクを含む。

【0028】

本発明の好ましい実施形態によってさらに提供されるのは、CTイメージャをガントリに取り付ける方法であって、

ガントリのローターの回転中心を決定すること、

複数の取り付け部材を前記回転中心と関係する予め決定された位置に置くこと、および、

前記取り付け部材を前記予め決定された位置に保持しつつ、前記取り付け部材を前記ローターに接続すること、を含む。好ましくは、前記方法は、

前記回転中心と関係付けられた位置決めジグを提供すること、および、
前記ジグに前記取り付け部材を接続すること、を含む。好ましくは、前記方法は、

前記回転中心に柱を置くこと、および、
前記柱に前記ジグを取り付けること、を含む。

【0029】

本発明の好ましい実施形態において、前記方法は、
その上で第1の取り付け基準と関係付けられるX線発生源を提供すること、
その上で第2の取り付け面と関係付けられるX線検出器を提供すること、および、

前記X線発生源およびX線検出器を前記接続された取り付け部材に取り付けること、を含む。前記取り付け部材は、前記第1および第2の取り付け基準上のマッティング部材と結合する位置合わせ部材を備えるのが好ましい。

【0030】

本発明の好ましい実施形態において、接続することは、接着剤でつけることを含む。別の選択肢として又は追加として、接続することは、ネジを用いて接続することを含む。

【0031】

本発明の好ましい実施形態によってさらに提供されるのは、患者の減弱補正された核医学画像を生成するための装置であって、

核断層画像を生成するのに適した、軸周りの複数の位置で核画像を取得する複数のガンマカメラヘッドと、

軸周りの複数の位置で、前記核断層画像の補正のための減衰画像を生成するのに適したX線データを取得する、少なくとも1つのX線CTイメージャと、

前記核およびX線データを利用して減弱補正核画像を生成する画像処理回路と

、

SPECT画像が生成されるSPECTモードおよびPET画像が生成されるPETモードで選択的に動作させるために、前記データ取得および画像処理回路を制御するコントローラと、を備える。

【0032】

本発明の好ましい実施形態によってさらに提供されるのは、核画像を補正するための減衰データを取得することを含む核画像化の方法であって、
身体の第1の軸上の延長の部分で核放射データを取得すること、
前記身体の関心の放射性領域の範囲を決定すること、および、
前記決定された範囲に応じて、前記身体の第2の軸上の延長の部分で透過データを取得すること、を含む。前記第2の軸上の延長の部分は、前記第1の軸上の延長の部分よりも小さいことが好ましい。別の選択肢として又は追加として、範囲を決定することは、平面の核放射画像を取得することを含む。別の選択肢として又は追加として、範囲を決定することは、前記取得された核放射データから前記範囲を決定することを含む。

【0033】

本発明の好ましい実施形態において、前記透過データはX線発生源を用いて取得される。別の選択肢として又は追加として、前記透過データはガンマ線発生源を用いて取得される。

【0034】

本発明の好ましい実施形態によってさらに提供されるのは、核画像を補正するための減衰データを取得する方法であって、
身体内の関心の器官の範囲を決定すること、
前記関心の器官よりも広い前記身体の第1の軸上の延長の部分で核放射データを取得すること、および、
前記決定された前記器官の範囲に応じて、前記第1の部分よりもかなり小さな第2の部分である、前記身体の第2の軸上の延長の部分で透過データを取得することを含む。範囲を決定することは、平面X線画像を取得することを含むことが好ましい。別の選択肢として又は追加として、前記透過データは、X線発生源を用いて取得される。別の選択肢として又は追加として、範囲を決定することは、平面の透過ガンマ線画像を取得することを含む。別の選択肢として又は追加として、前記透過データは、ガンマ線発生源を用いて取得される。別の選択肢として又は追加として、範囲を決定することは、平面の核放射画像を取得することを含む。

む。

【0035】

本発明の好ましい実施形態において、範囲を決定することは、前記取得された核放射データから前記範囲を決定することを含む。

【0036】

本発明の好ましい実施形態によってさらに提供されるのは、対象物の核医学画像を生成する方法であって、

核画像データが前記対象物の周りで回転するガンマカメラヘッドによって取得される状態で、核断層画像を生成するのに適した核画像化データを取得すること

、
前記対象物の周りで回転するX線発生源により放射線を照射される検出器によってX線画像化データが取得される状態で、前記ガンマカメラ画像の減弱補正のためにX線断層画像を生成するのに適したX画像化データを取得すること、

前記X線が生成される間、前記ガンマカメラの感度を減少させること、および

、
前記核画像化データおよび前記X線画像化データを利用して、減弱補正された核医学画像を再構成することを含む。前記ガンマカメラヘッドは、ダイノードを有する複数の光電子増倍管を含み、前記感度を減少させることは、前記ダイノードの電圧を減少させることを含むことが好ましい。

【0037】

本発明の好ましい実施形態によってさらに提供されるのは、対象物の核医学画像を生成する方法であって、

核画像データが前記対象物の周りで回転するガンマカメラヘッドによって取得される状態で、核断層画像を生成するのに適した核画像化データを取得すること

、
複数の回転に関して、前記対象物の周りで回転するX線発生源により放射線を照射される検出器によってX線画像化データが取得される状態で、前記ガンマカメラ画像の減弱補正のためにX線断層画像を生成するのに適したX画像化データを取得すること、

平均化されたX線画像化データを生成するために、前記X線発生源の様々な回転で得られた同一視野のX線画像化データを平均化すること、

前記核画像化データおよび前記平均化されたX線画像化データを利用して、減弱補正された核医学画像を再構成すること、を含む。好ましくは、前記方法は、物理的な変数を基準にして前記X線データをくくりつけることを含み、前記平均化は前記同一のくくりつけおよび同一の視野を有するデータについて実行される。別の選択肢として又は追加として、前記方法は、物理的な変数に応じてX線をゲート制御することを含む。

【0038】

本発明の好ましい実施形態によってさらに提供されるのは、患者の減弱補正された核医学画像を生成するための装置であって、

軸周りの複数の位置で核断層画像を生成するのに適した核画像データを取得する複数のガンマカメラヘッドと、

軸周りの複数の位置で、前記核断層画像の補正のために減衰画像の生成に適したX線データを取得する、少なくとも1つのX線CTイメージャと、を備え、

前記X線CTイメージャは固定アノードのX線管を備える。

【0039】

本発明の好ましい実施形態によってさらに提供されるのは、透過および放射画像化システムを位置合わせするための位置合わせ模型であって、

十分に減衰させる複数の空隙が形成された模型胴体と、

前記空隙を埋める放射性の物質と、を備える。前記空隙の少なくとも1つは細長い空隙であることが好ましい。別の選択肢として又は追加として、前記空隙の少なくとも1つは球形の空隙である。別の選択肢として又は追加として、前記模型は、前記空隙から軸上でオフセットされた複数の放射線不透過のマーキング部材を含む。

【0040】

本発明の好ましい実施形態において、前記模型は、このような空隙を少なくとも3つ含む。前記模型は、このような空隙を少なくとも4つ含むのが好ましい。前記模型は、前記空隙を少なくとも6つ含むのが好ましい。

【0041】

本発明の好ましい実施形態によってさらに提供されるのは、核放射画像化システムおよび透過画像化システム間の座標変換を決定する方法であって、

前記核放射画像化システムで画像化可能な要素および前記透過画像化システムで画像化可能な要素を有するモデルを提供すること、

前記モデルの放射および透過画像を提供するために前記システムの両方によって前記モデルを画像化すること、および、前記放射および透過画像の比較から前記変換を決定すること、を含む。前記透過画像はX線画像であることが好ましい。別の選択肢として又は追加として、前記透過画像はガンマ線画像である。

【0042】

本発明の好ましい実施形態において、前記モデルは、

複数の空隙が形成されたモデル胴体と、

前記空隙を埋める放射性物質と、を備える。前記モデルは、前記空隙から軸上でオフセットされた複数の放射線不透過のマーキング部材を含むことが好ましい。別の選択肢として又は追加として、前記空隙の少なくとも1つは細長い空隙である。別の選択肢として又は追加として、前記空隙の少なくとも1つは球形の空隙である。

本発明の好ましい実施形態において、前記放射性物質は放射線不透過である。

【0043】

[好ましい実施形態の詳細]

図1(a)および(b)は、本発明の好ましい実施形態による、減弱補正を伴うガンマカメラシステム10の端面図を表し、図2は側面図を表す。カメラシステム10は、ガンマカメラヘッド12および14のペアと、X線画像化システム16とを好ましくは備えている。システム16は、X線源18と、アレイ20内に配列された複数のX線検出器とを好ましくは備えている。カメラヘッド12および14とシステム16は、図1-2に示すように、同じガントリ22に好ましくは取り付けられている。しかしながら、(本発明の上記の側面を全て具体化しているわけではないであろう)本発明のいくつかの好ましい実施形態に関して、カメラヘッドおよびX線システムは、異なるガントリに取り付けられる。本発明

のいくつかの好ましい実施形態に関して、単一のガンマカメラしか必要でない。他の場合は、回転軸の周囲で等間隔に配置された3つまたは4つのヘッドが用いられる。

【0044】

患者は（図1-2に示されていない）、カメラヘッド12および14とシステム16の回転軸に沿って前進するテーブル102上に好ましくは置かれる。血流（静脈注射）または肺（呼吸）を介してのような従来の手段によって、または、当技術分野で知られた他の手段によって、放射性同位元素が患者の内部で選択的に位置を与えられる。ヘッド12および14は、放射性同位元素によって発生されたガンマ線に応じて核画像化データ信号を発生する。

【0045】

同様に、X線源18は患者に放射線を照射し、アレイ20は、患者を通過した後、X線検出器20に当たる発生源18からのX線に応じてX線データ信号を発生する。

【0046】

図1（a）および（b）に示されるように、ヘッド12および14間の角度は、従来の手段を用いて、好ましくは90度と180度の間で調整可能である。さらに、ヘッド間の距離は調整することができ、ヘッドのそれぞれの（または両方一緒の）横断方向の位置は、従来の機械的な構造を用いて調整可能である。別の選択肢として、ヘッドは、図1（a）および（b）の位置の1つに固定される。さらに別の選択肢として、3つのガンマカメラが提供されても良い。つまり、図1（b）に示された2つに、第3のカメラを、図示された2つのカメラの下方の間に加えたもの。

【0047】

加えて図3を参照すると、本発明の好ましい実施形態において、核エネルギー信号およびX線信号は、それぞれ信号線28および30上にデジタル信号を生成するために、デジタイザ24（および24'）および26によってデジタル化される。デジタイザ24および26によるデジタル化には、当技術分野で知られたいくつかの信号処理および／または画像のプリプロセスが先行しても良い。本発

明の好ましい実施形態において、信号線 26 および 28 上の信号は、マルチプレクサ 32 でマルチプレクスされ（およびさらに圧縮されても良い）、転送システム 36 を経由してコンピュータ 34 に供給される。別の選択肢として、X線および放射データ（SPECT/PET）の 1 つまたは両方が、対応のハードウェア/ソフトウェアにおいてプリプロセスを行われ、それから、マルチプレクサ 32 に供給される。本明細書に示されたほとんどの実施形態において、PET または SPECT 画像化を実行することができることが理解されるべきである。本発明の好ましい実施形態において、NM 画像化モードは、PET および SPECT 間で切り換えることができる。

【0048】

コンピュータ 34 において、信号は、三次元（または二次元スライス）画像を生成する（当技術分野で知られたアルゴリズムを用いる）処理のためにデマルチプレクス（および必要であれば復元）される。ディスプレイ 38 に表示することのできる画像は、コンピュータのメモリに格納される。または両方が行われる。核画像は、介在する組織および骨の減衰を補正されるのが好ましい。三次元減衰画像は、透過（X線）信号から生成されたデータから生成される。このような補正は、当技術分野で知られたアルゴリズムの全てを用いることができる。

【0049】

一般的に、核医学データは、未処理のデータ（光電子増倍管またはカメラヘッドの画素化された検出器の出力）、または、ヘッド上の検出された核イベントの計算された位置（未補正の位置またはカメラヘッド歪みを補正された位置のどちらか）を含むことができる。核画像および透過（減衰）画像の生成において、カメラヘッドおよびX線システムの角度の位置、および、ヘッドおよびX線システムを基準とするテーブルの線上の位置は、コンピュータ 34 によって考慮に入れられる。これらの位置は、トランスデューサまたはエンコーダによって、または当技術分野で知られた他の手段によって測定されるのが好ましい。

【0050】

本発明の好ましい実施形態において、同じ CPU および／または他のハードウェアインフラストラクチャが、核医学画像およびそれを補正するために用いられ

る減衰画像の両方の生成において用いられる。別の選択肢として又は追加として、同じソフトウェアが、三次元核医学および減衰画像を生成するために用いられる。一般的に、X線CT再構成およびSPECT再構成で用いられる再構成アルゴリズムは、同一であるかまたは非常に似ている。いくつかのタイプのPET再構成もまた、いくつかのCT再構成に用いられるものと同じアルゴリズムを用いる。一般的に、同一のハードウェア、そしてある程度までの同一のソフトウェアの使用は、総システムコストの低下を可能にする。もちろん、上述のように、これらの有利な点を達成することは、データがマルチプレクスされ、および同一の信号線または伝送チャンネル上で伝送されることを必ずしも必要としない。

【0051】

しかしながら、本発明の好ましい実施形態において、デジタイザ24および26、信号線28および30、およびマルチプレクサ32は、ガントリ30の移動部分に取り付けられる。このように、1つの転送システム36のみしか必要でないならば、システムの複雑さおよびコストの相当な節約になる。本発明の好ましい実施形態において、転送システム36はスリッピングシステムを備える。本発明の代替の好ましい実施形態において、転送システムは無線または光リンクを備える。別の選択肢として、転送システムは、カメラヘッドが回転すると解けるカール伝送ラインを備える。とにかく、単一リンクの使用は、コンピュータへのデータの転送をシンプルにし、および転送システムの複雑さを減少させる。

【0052】

本発明の好ましい実施形態において、核画像化信号およびX線信号は、患者の異なる範囲で取得されるのが好ましい。本発明の好ましい実施形態において、透過データは、重要な核活動が示されまたは予測することができる軸上スライスについてのみ取得される。他のスライスについては減弱補正データは取得されず、核画像は減衰について補正されない。このいっそう限定された透過データの取得は、患者がX線を照射されるのが、より短い時間となり、また身体のより小さな部分となることを意味している。

【0053】

透過データが取得される患者の身体の部分、多数のやり方で決定することが

できる。例えば、関心の器官の位置を捜すために、一次元透過X線“SCOUT”画像が取得されても良い。SCOUT画像は、コンピュータ34によって“集められ”、ディスプレイ38に表示されるのが好ましい。本発明の好ましい実施形態において、オペレータは、画像上で器官の範囲をコンピュータ34に指示する。コントローラ40は、コンピュータ34からコマンドを受信し、コマンドに応答して、放射が減衰の補正を必要とするそのような軸上位置に関してのみ、X線源14を作動させる。患者は、器官または他の関心の領域の軸上範囲でのみX線を照射される。

【0054】

別の選択肢として又は追加として、未補正の核画像または平面核画像が最初に取得され表示される。核活動の領域の範囲は、オペレータによってまたはコンピュータによって自動的にかのどちらかで決定される。次に、透過画像は、上に示されるように、この軸上の領域のみのために取得される。

【0055】

別の選択肢として、核データは、透過データを取得すべきかどうかを決定するために、スライス毎を基本として、核活動について解析される。

なお、本発明の好ましい実施形態ではX線透過システムが利用されているが、削減された透過放射露出の有利な点は、放射性核種の発生源が透過画像化に用いられるときにも達成することができる。透過画像化データが必要でないときには、放射性核種の発生源を覆うためにシャッタが用いられるのが好ましい。

【0056】

別の選択肢として又は追加として、本発明の好ましい実施形態では、X線CT透過画像への品質要求条件をこのような画像に一般に要求される条件以下に低下させることによって、患者に放射線を照射するために用いられるX線エネルギーをさらに減少させることができる。一般的に、CT画像は、高画質減衰画像の再構成を可能とするために、比較的高いX線エネルギーで取得される。しかしながら、核医学画像の補正に利用される減衰画像は、画質を低下させて核画像の画質レベル（空間解像度、信号対ノイズおよび他のこのようなファクタ）に合わせても良い。このように、標準的なCT画像化が10-20 lp/cmの解像度に適したX線

レベルを利用する一方で、減弱補正には、1-3またはさらに4lp/cmの空間解像度で十分である。追加として、1-5ハウンスフィールド値のRMSノイズレベルがCT画像化には一般に要求されると考えられる一方で、減弱補正のCT画像化が必要とするのは、約10, 20, 50, 100またはさらに200のハウンスフィールド値のノイズレベルにすぎない。その結果、“標準的な”CTシステムよりも非常に低いエネルギーおよびパワー要求条件を持つX線システムとなる。重要なことには、患者が晒される透過発生源からの放射の量は、大きく減じられる。さらに、必要な調整精度は減じられた解像度に比例して減少するので、CTシステムに要求される調整精度もまた減じられる。これらの減じられた要求条件は、CTシステムに対する標準的で精密な機械的必要条件なしに、核医学ガントリ上に適切なCTシステムを取り付けることを可能にする。

本明細書において用いられるとき、用語“エネルギー”は“パワーかける時間”を意味し、フォトンエネルギーを意味しないことに留意すべきである。

【0057】

必要な総エネルギーに加えて必要なパワーを減少させることによって、さらなる重量の削減を達成することができる。特に、CT画像化が一般に2Hzまでの回転速度で実行される一方で、減弱補正のためのCT画像化は、核画像化データの取得で利用されるものに合った回転速度で実行することができる（以下で記述するように、いくつかの状況のもとで）。これらの回転速度は、毎分3サイクルであっても良いが、一般にはそれよりも低い。したがって、通常のX線CT回転速度は、通常のNM回転速度および本発明の実施形態で用いられるそれらの回転速度より1桁以上速い回転速度である。

【0058】

エネルギーの削減は、多くのやり方のうちの1つで達成することができる。1つのやり方は、CTのパワーを減少させることである。このことは、結果として低コストで低い重量のX線システム（例えば、（移動するローターに高電圧を送ることを避けるために）好ましくはガントリのローターに取り付けられた、固定アノードの管および／またはより小さなパワー供給源を用いる）をもたらすので、総合のエネルギーが減少されないとしても有利である。

【0059】

パワーを減少させる1つのやり方は、パワーのより低いX線発生源を用いることである。このことは、実質的にシステムの重量とコストを削減する。より低コストの固定アノードX線管を用いても良い。別の選択肢としてまたは追加として、管への電源供給源は、ローター上に、好ましくはローター上の管と一体化して取り付けられる。このことは、X線供給のためローターに、高電圧ではなくて、通常電源電圧を転送することを可能にする。別の選択肢として、より高パワーの管が用いられ、管は短時間のみ（低デューティサイクル）パルス化されても良い。このパルス化は、例えばX線システムがデータ取得される位置にきたときに行わせることができる。このことはまた、同一のまたは類似の利点を持つシステムを可能にする。

【0060】

本発明の好ましい実施形態において、核画像化およびX線画像化システムの相対的な回転速度は、取得される画像のタイプに依存して、改善された画像を提供するために制御されおよび最適化される。特に、この実施形態によるシステムは、以下の1以上のモードで動作することができる。

1) ゲート制御無しNM画像化モード。このモードでは、X線検出器は、NM検出器と共に回転するか、または、X線検出器は、多数の回転を行い、同じ視野の異なる回転でのデータが平均される。

2) CTデータが高回転速度モードで取得され、それぞれの視野のデータが、呼吸ゲート制御期間の1つと対応付けられる呼吸ゲート制御のNM画像化モード。このモードでは、ノイズの多い画像になったとしても、平均化されていないCTデータが高解像度を生成するために用いられても良い。

3) CTデータが、患者が息を止めている間の1またはほんの僅かな回転の間で取得される、呼吸ゲート制御のNM画像化モード。その後CT画像は、この（息を止めている）条件に一致するNM画像を補正するために使用される。

4) CTデータが、データの平均化を伴いつつ、低回転速度モード、または、低回転速度モードをシミュレートするためのデータ平均化を伴う高回転速度モードのどちらかで取得される、心拍ゲート制御のNM画像化モード。このモードで

は、減衰データは心周期とは関係しない。しかしながら、CT画像は、心周期で平均化されたデータに基づく。

5) NMデータと同一または類似のくくりつけにしたがうCTデータのゲート制御を伴う、CTデータが高回転速度モードで取得される心拍ゲート制御のNM画像化モード。

【0061】

本発明の好ましい実施形態において、コンピュータ34にはユーザ入力42が提供される。ユーザは、上記の回転速度の関係の1以上を有するであろう一連のプロトコルのうちの1つを選択することができる。

【0062】

本発明の1つの好ましい実施形態において、核医学およびX線システムは、1つの回転部材に取り付けられる、したがって一緒に回転する。このようなシステムに関して、X線および核医学画像データを（当技術分野で一般的な）様々な回転速度で取得するためには、核医学システムを、このようなシステムで通常とされる速度よりもはるかに高い速度で回転させることが必要になる。このことは、ガンマカメラシステムを過度のストレスにさらすことに加えて、非常に重くおよびより高価なガントリを必要にする。

【0063】

したがって、本発明の好ましい実施形態において、2つの画像化システムを別々に回転させるために手段が提供される。本発明の1つの好ましい実施形態において、上記の参照された米国特許5,391,877のように、2つの画像化システムは別々のガントリに取り付けられる。他の実施形態では、1つのガントリが提供される。しかしながら、複数の様々な同心の軸受が提供される。これらの1つは、画像化システムの1つが固定の基準に対して回転することを可能にすると同時に、他のものは、第1の画像化システムを基準に第2の画像化システムが回転することを可能にする。このことは、例えば、ガンマカメラシステムを、ガントリの固定部分に取り付けられた、軸受上で回転する外輪に取り付けることによって達成されても良い。X線システムは、外輪に取り付けられた軸受上で回転する第2の輪に取り付けられても良い。輪は、別々のモータで駆動される。この構造は、

2つのシステムが共通軸の周りで回転することを確実にし、このことは、画像化システムの位置合わせおよび関係付けの助けとなる。

【0064】

本発明の好ましい実施形態において、回転する装備の全てに電源供給するために、1つの電源ラインが使用される。図3に示されるように、透過データが要求されるとき、コントローラ40はX線システムを作動させる。また、コントローラ40は、X線検出器電子回路およびガンマカメラヘッドに電源を分配するために用いられても良い。ガントリの移動部分のための単一の電源ラインの使用は、複雑さおよびコストが削減されたシステムをもたらす。ライン電源は、例えばスリップリングを利用して転送されても良い。或いは、ヘッドおよびX線システムが回転するときに解けるカールケーブルを利用して転送されても良い。複数のコントローラに機能が分配されているであろうコントローラ40は、移動部分に位置しているのが好ましく、また、上述のようにデータ転送に用いられる、同一のマルチプレクスされた伝送リンクを介してそのコマンドを受け取るのが好ましい。

【0065】

本発明の好ましい実施形態において、核医学システムは、次のいくつかのモードのうちの1つで動作することができる。

- 1) PET- 核検出器は、大きな角度の同時発生イベントをブロックするために、一または二次元の広く間隔を置かれた隔壁を装備しているのが好ましい。別の選択肢として、隔壁は用いられない。同時発生イベントは、検出器12および14の1以上の回転の間で取得される。
- 2) SPECT- 核検出器は、ガンマ線放射を検出するために、マルチチャンネルコリメータを装備される。検出器は単一で用いられても良いし、90度または180度離れた構造で一緒に用いられても良い。一連の視野が、患者の少なくとも180度の周りで取得される（90度検出器構造については、ガントリの90度の回転しか必要でない）。それぞれの視野において、検出器12および14は、画像の解像度を改善するために患者の近くに移動させることができる。
- 3) 全身- 上記のそれぞれのPETおよびSPECTにおいて、検出器は、400-500mmの

大きな軸上距離を画像化する。患者を軸方向に平行移動させることによって、より広い領域をカバーすることができる。この軸方向の平行移動は、検出器12および14の回転の間で段階的に、または螺旋モードで検出器を回転させる間に連続的に実行することができる。

【0066】

上記のそれぞれのモードで、NMデータは、X線透過画像化で得られたX線減衰データを用いて補完することができる。X線画像は、SPECTまたはPET画像の前、その最中、またはその後に取得することができる。以上に示されたように、X線画像はスキンの軸上の長さの一部分のみで取得されても良く、また、段階および撮影、または螺旋モードで取得されても良い。

【0067】

放射および透過スキャンは、互いに織り交ぜられるか、または放射シーケンスの全てが一度に行われても良い。より長いスキャンについては、身体の様々な部分で、同時の透過および放射画像化が行われても良い。

【0068】

本発明の好ましい実施形態において、X線がオンである間、光電子増倍管(PMT)はオフされるか、または感度が減じられる。X線流量は非常に大きく、PMTを飽和させることおよびPMTの目をくらましすることができるので、このことは望ましい。1つの可能な方法は、PMTを完全にオフすることである。しかしながら、PMTがオフされると、カメラは、再びオンした後、安定するのにかなりの時間を要する。本発明の好ましい実施形態において、PMTダイノード電圧が減じられ、したがってPMTのゲインをかなり減少させ、PMTが目くらましされること、およびPMTへのダメージを回避する。追加として又は別の選択肢として、検出器の上にX線フィルタが配置されても良い。しかしながら、X線の大きな流量のために、このことはそれだけでは十分とは限らない。

【0069】

本発明の好ましい実施形態によるX線CT画像化システムの位置合わせおよび取り付けは、図4-10を参照して説明される。

図4は、X線システムを取り付ける前のシステム10を示している。図示され

ているように、ガンマカメラヘッドは既に取り付けられているが、位置合わせがクリティカルではないガンマカメラヘッドは、X線システムの取り付けの後に取り付けでも良い。図4において、(X線システムが取り付けられるべき)ガントリの回転部分(ローター)は符号50で示され、システムの静止した部分(ステーター)は符号52で示されている。

【0070】

図5に示される位置合わせプロセスの第1段階は、ガントリの回転の中心に対する基準の確定である。良く知られているように、CT画像化システムの精度は、回転軸を基準とするX線発生源および検出器の正確な配置に依存する。

【0071】

ロッド54は、ロッド調整装置56上に取り付けられ、固定の基準にしっかり取り付けられる。例えば、ロッド調整装置56は、ブラケット58を介してステーター52に取り付けられても良い。ロッド調整装置は、ロッド54が取り付けられる、2つの間隔を置かれた別々のx-y横断の平行移動機構60および62を備える。2つのインジケータ64および66は、ローター50に取り付けられ回転される。平行移動機構60および62は、ローターが回転される時、ロッド54が中心に位置するまで調整される。xおよびyセンタリングの別々の調整が必要である。ロッドが中心に置かれた後、インジケータおよびそれら取り付けられるブラケットは取り外される。

【0072】

図6は、ロッド54のセンタリングの調整後のシステム10の端面図を示している。ロッド調整デバイス56は、図6に示されていないけれども、ロッド54を保持している。X線検出器支持部材68およびX線源支持部材70は、ローター50に取り付けられている。支持部材68および70の位置決めは、それぞれ複数の接着剤ポケット72を用いてなされる。

これらのポケットは、図7に符号74で示された接着剤(例えば強力エポキシ)で埋められている。

【0073】

図8は、支持部材68および70の複数の取付けインサート76の取り付けを

示している。本発明の好ましい実施形態によれば、以下で記述するように、X線源18およびアレイ20は、取付けインサート76に取り付けられる。図8に示された段階は、ロッド54への参照によって、インサート76をシステムの回転の中心と心合わせすることを確実にする。

【0074】

ブリッジ78は、ロッド54に取り付けられている。ブリッジ78は、ロッド54の直径にぴったりと合うサイズの中心穴を有する。インサートホルダー80はブリッジ78に取り付けられ、ロッド54と向かい合った精密な位置でインサート76を支持する。インサート76をホルダー80に取り付けるための手段は示されていないが、それらは通常、取付け用のネジ、およびインサートホルダー上でのインサートの位置合わせのためのピンを含んでいる。ブリッジは、検出器12および14の中心を接続するラインにほぼ垂直になるまで回転される。この調整はクリティカルではなく、目視で行っても良い。また、ブリッジは、インサートがおよそポケット72内で中心になるまで、ロッド54に沿って軸線上で移動される。この調整もまたクリティカルではない。

【0075】

接着剤は、固まり硬化するようにされる。接着剤が十分に硬化したとき、ブリッジ78およびホルダーは、インサートがローター50に接着剤74で接続された状態で、ロッド54およびインサート76から取り外される。しかしながら、接続の方法のために、インサートはロッド54と位置合わせされ、それによってローター50の回転中心と位置合わせされる。

【0076】

図9は、支持部材68および70に取り付けられたインサート76を示している。インサート76は、検出器アレイ20およびX線発源18を取り付けるための、複数のピン82およびねじ山84を備える。図9にはピンおよびねじ山の特定の配列が示されているけれども、押込み式の位置決めをおよび堅い取付けを提供するピンおよびねじ山のあらゆる配列が用いられても良い。

【0077】

図10は、取り付けの後のX線源18および検出器アレイ20を示している。

X線源18および検出器アレイ20は、保持ねじ86および保持ナット88によってインサート76に取り付けられている。ピン82は、発生源18および検出器アレイ20の筐体の照合穴に一致する。X線管および検出器の位置および方向は、X線源と検出器アレイの追加の調整が必要なくなるように、これらの穴を用いて、工場内において綿密に位置合わせされる。

【0078】

結果としてもたらされる位置および位置合せの標準化は、このような交換が必要になるとき、X線源および／または検出器の簡単なフィールド交換を可能にする。

【0079】

本発明の好ましい実施形態において、核医学画像化システムおよびX線画像化システムの座標系の相対的な位置は、統合型のX線／NM模型を両方のシステムで画像化することによって決定される。模型におけるNMおよびX線特性の間での既知の関係に基づいて、座標系間での変換が決定される。好適な模型は、複数の空隙または放射性物質を含有する他の要素で形成される。このような要素は、CTおよびNMシステムの両方によって画像化される。放射性物質は、X線に対して不透過であるのが好ましい。好ましくは軸平面に位置している、少なくとも3つのこのような要素が、通常はシステムを位置合せするのに十分である。4-6の要素が、平均化を可能にするために、および軸上のスキューを補正するために提供されるのが好ましい。本発明の好ましい実施形態において、空隙は球形である。別の選択肢として又は追加として、空隙の少なくともいくつかは、細長い空隙である。別の選択肢として又は追加として、既知の位置関係を有する別々の要素が、変換を決定するために用いられる。別の選択肢として又は追加として、模型は、軸上で前記空隙からオフセットされた複数の放射不透過のマーキング部材を含む。

【0080】

実際には、位置合せ情報が、患者（ベッド）の位置が2つの取得のために自動的に制御される、統合型のCT/NMプロトコルを制御するために用いられる。

上述された接続の方式は、インサート76を接続するために好まれるが、本発

明のいくつかの好ましい実施形態では、シムまたはそれに類似するものを用いたより一般的な位置決めが用いられても良い。

【0081】

本発明のいくつかの好ましい実施形態において、患者のための開口は、通常のX線CT装置よりも小さい。アーム支持装置（患者の腕を包むことによって患者の放射方向の範囲をフレーム内に制限するフレーム）が提供されるのが好ましい。

【0082】

記述されたCTシステムは、シングルスライスCT、または、複数の列の検出器がCTデータの多数スライスの1度での取得を可能にするマルチスライスCTであっても良い。或いは、検出器の広いアレイが提供され、コーンビームのX線が、NM検出器と類似のまたは同一の視野を画像化するために用いられても良い。

【0083】

本発明は、例証として提供され、本発明の範囲を限定することを意図するものでないその好ましい実施形態の、非限定の詳細な記述を用いて記載されてきた。当業者であれば記載された実施形態の変形に気付くことであろう。また、本発明の好ましい実施形態は、ある特徴のグループを持つものとして記述されてきたが、本発明のいくつかの好ましい実施形態は、より少ない特徴、または特徴の他の組み合わせを含んでも良い。また、“備える”、“含む”、および“有する”またはそれらの同一語源の語は、“非限定的に含んでいる”ことを意味している。本発明の範囲は、特許請求の範囲によってのみ限定される。

【図面の簡単な説明】

【図1】

本発明の好ましい実施形態による、減弱補正を用いるガンマカメラシステムの端面図である。

【図2】

図1（a）、（b）のガンマカメラシステムの側面図である。

【図3】

図1-2のシステムに関しての、情報の転送、制御および画像再構成のための回路の模式図である。

【図4】

本発明の好ましい実施形態によるX線CT画像化システムの位置合せを表している。

【図5】

本発明の好ましい実施形態によるX線CT画像化システムの位置合せを表している。

【図6】

本発明の好ましい実施形態によるX線CT画像化システムの位置合せを表している。

【図7】

本発明の好ましい実施形態によるX線CT画像化システムの位置合せを表している。

【図8】

本発明の好ましい実施形態によるX線CT画像化システムの位置合せを表している。

【図9】

本発明の好ましい実施形態によるX線CT画像化システムの位置合せを表している。

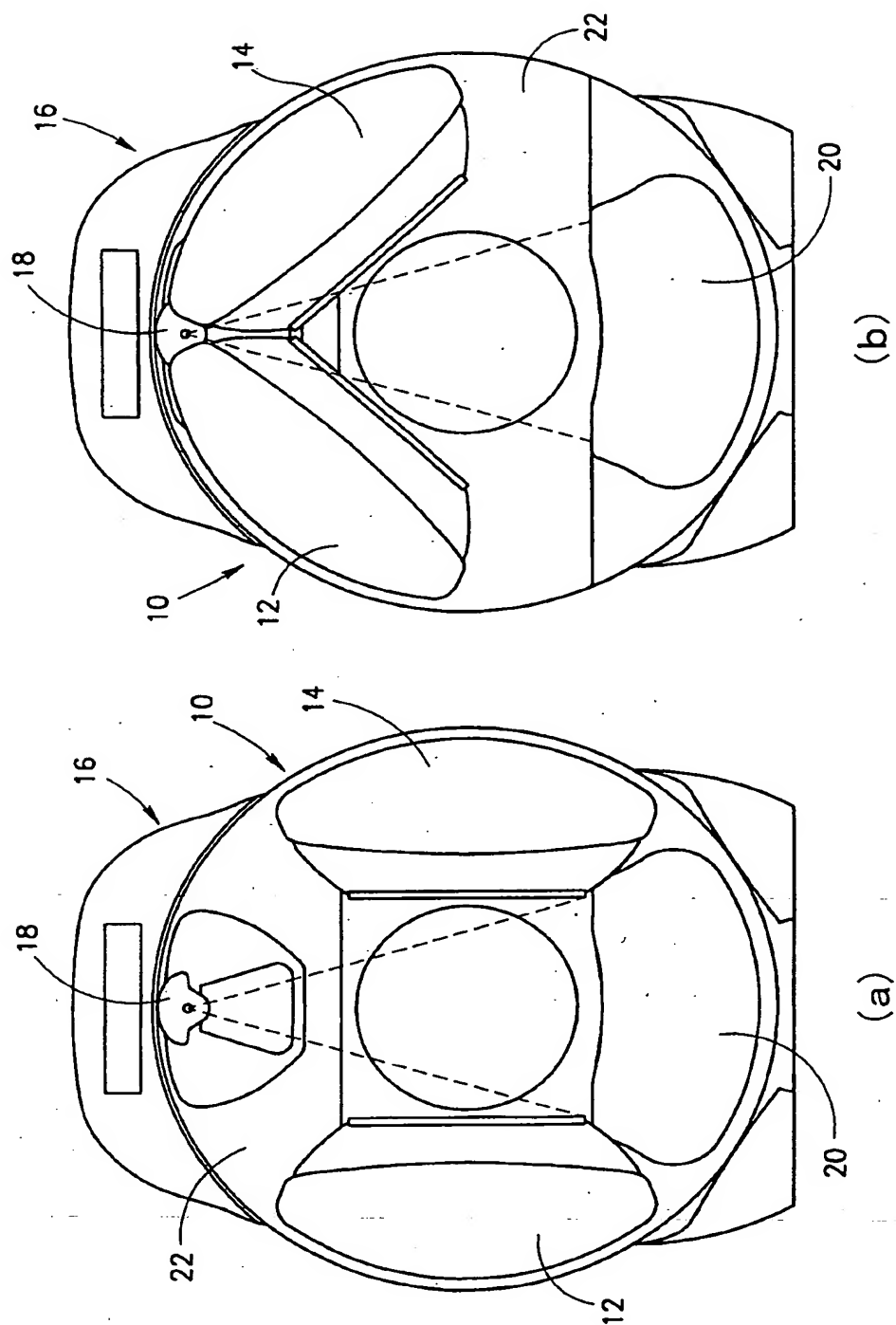
【図10】

本発明の好ましい実施形態によるX線CT画像化システムの位置合せを表している。

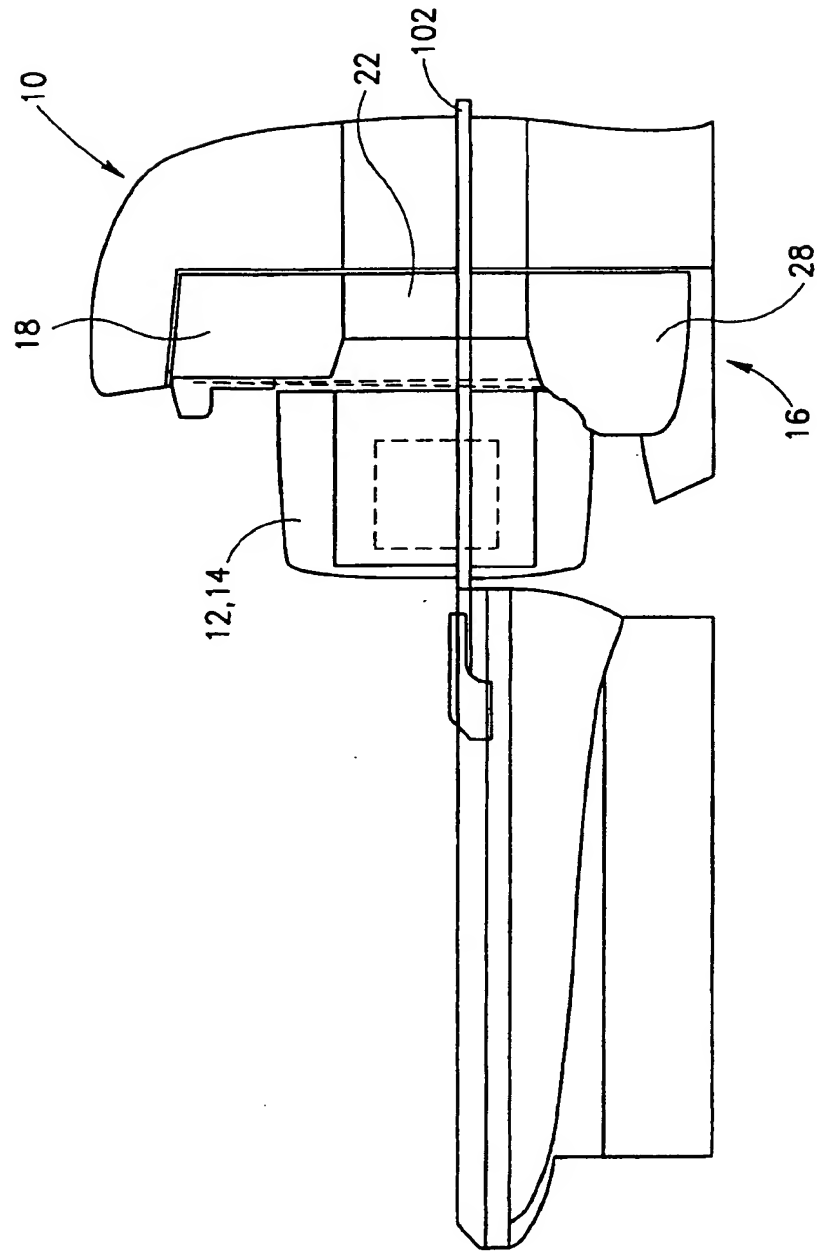
【符号の説明】

- 10 ガンマカメラシステム
- 12, 14 ガンマカメラヘッド
- 18 X線発生源
- 22 ガントリ
- 20 アレイ

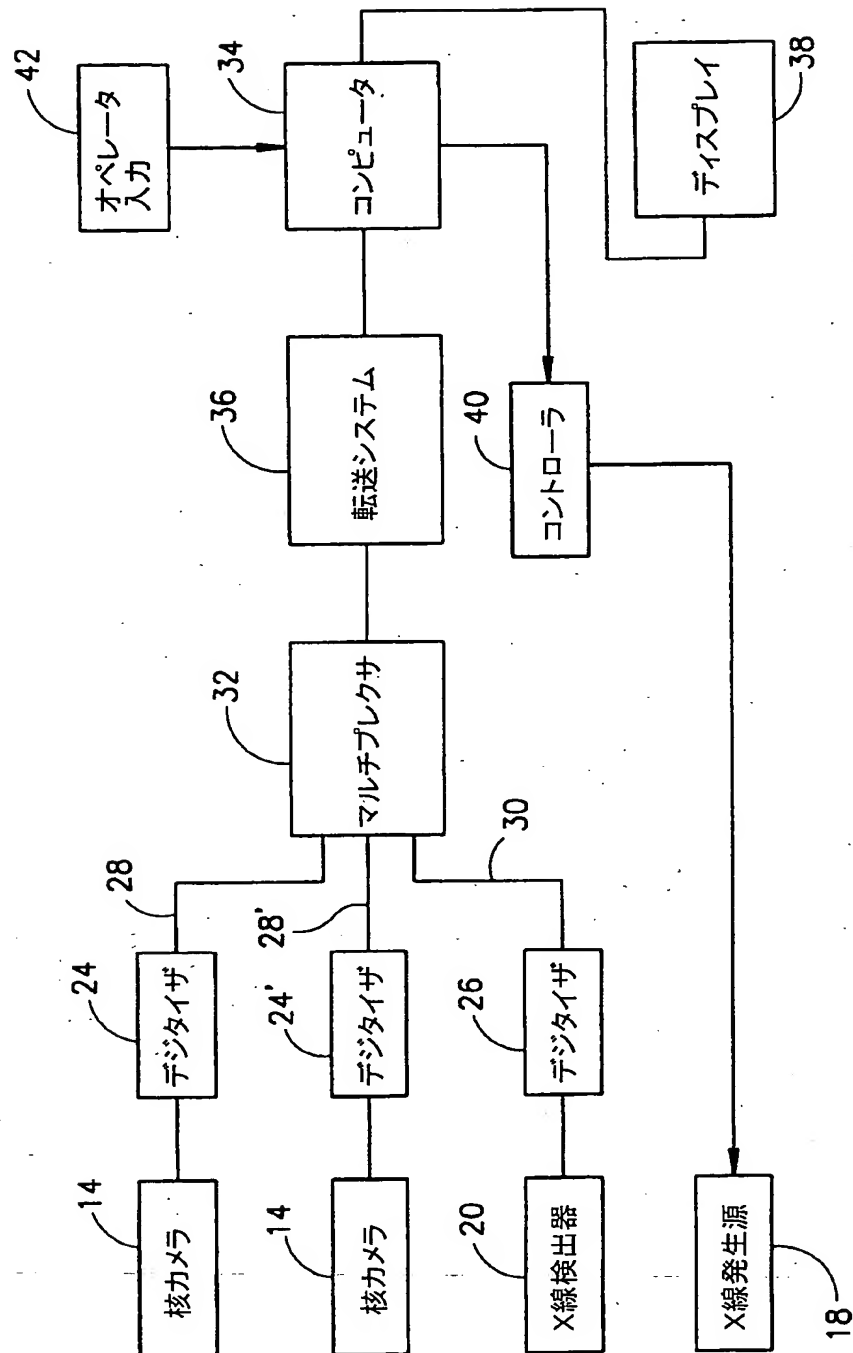
【図1】



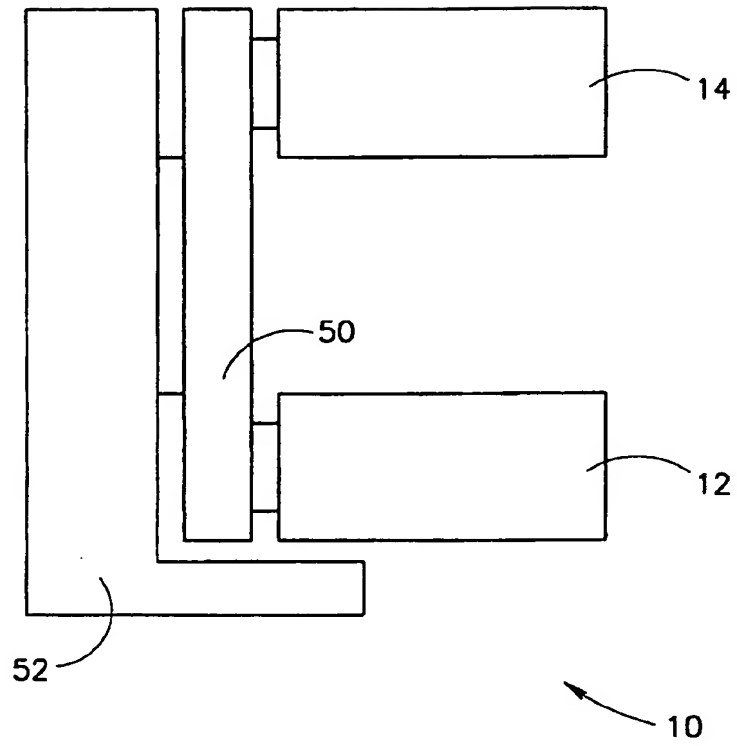
【図 2】



【図3】

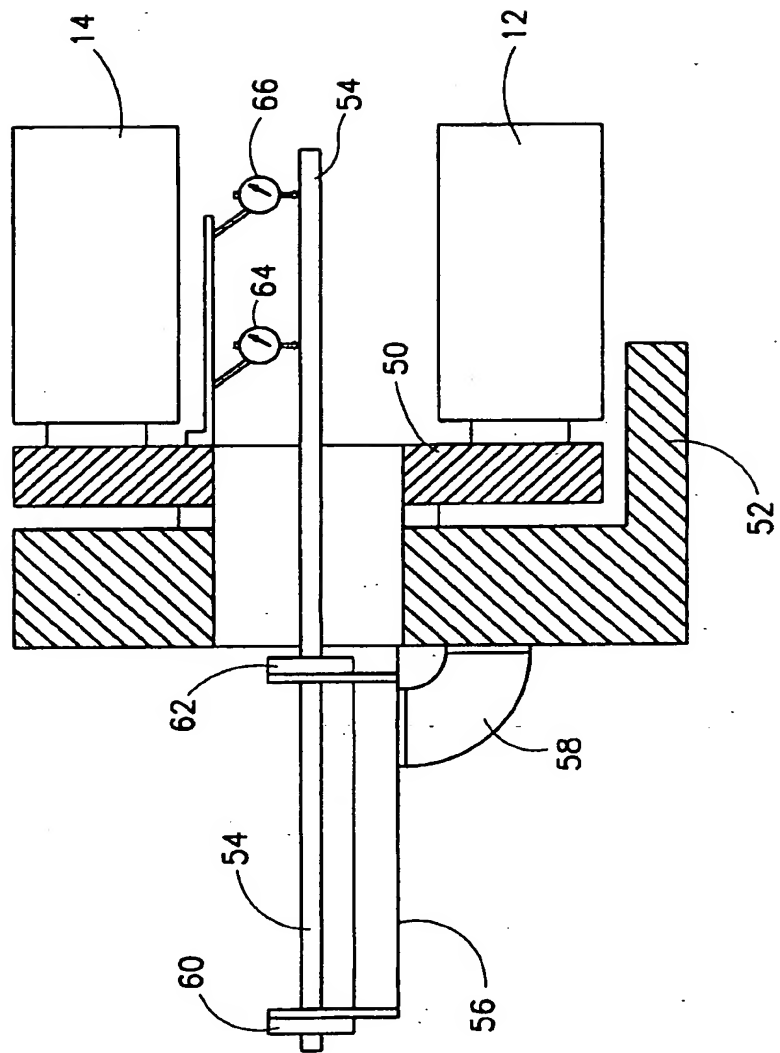


【図 4】

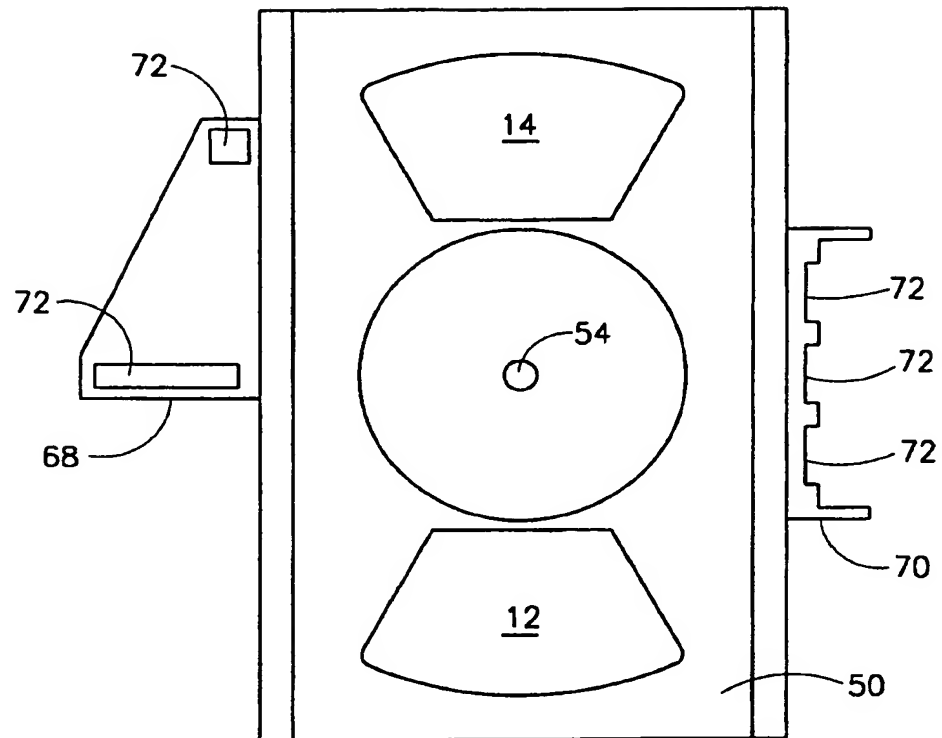


【図5】

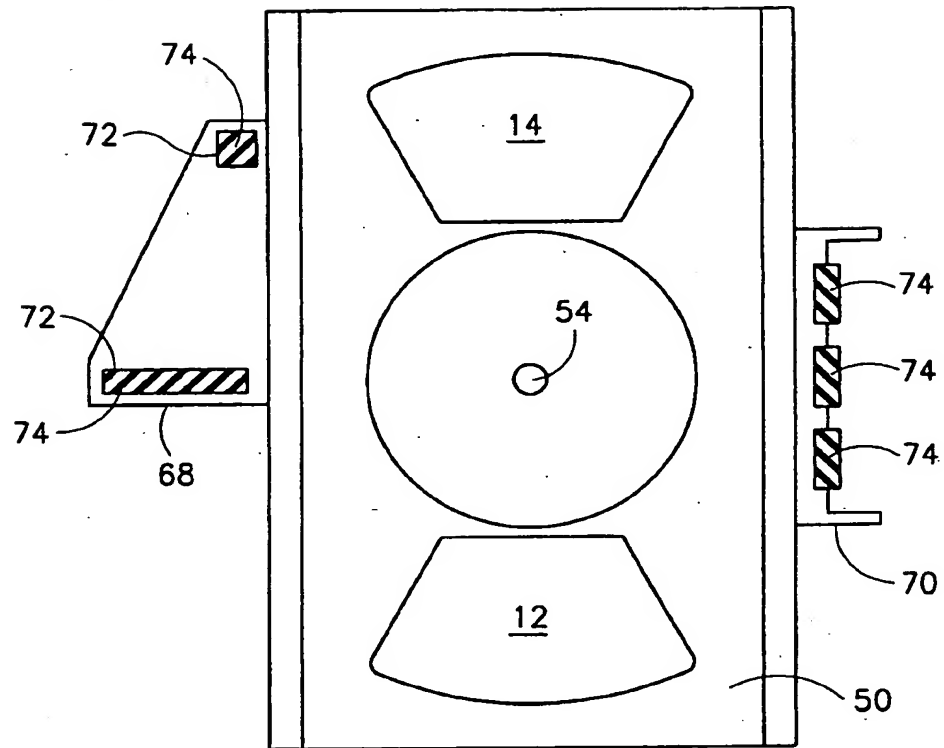
10



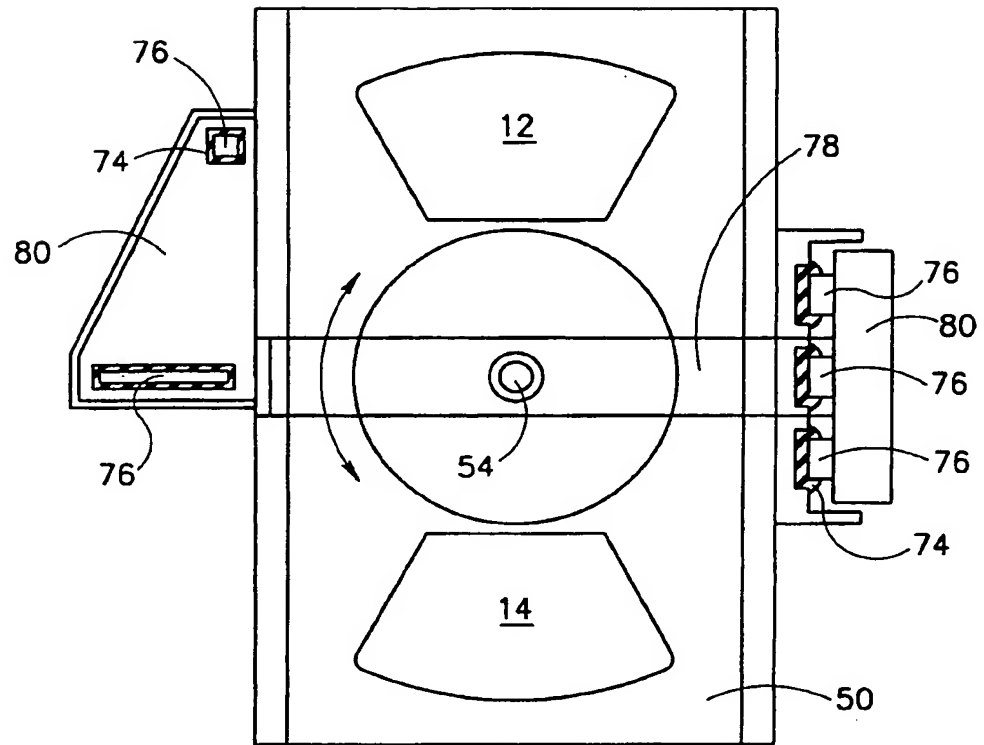
【図 6】



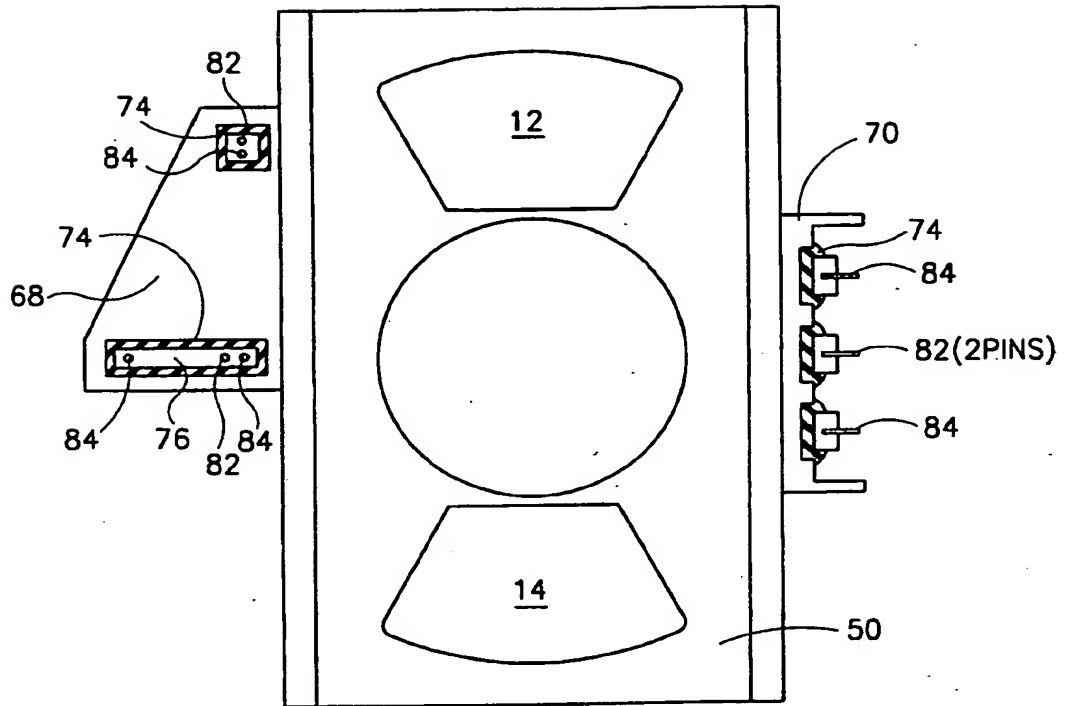
【図 7】



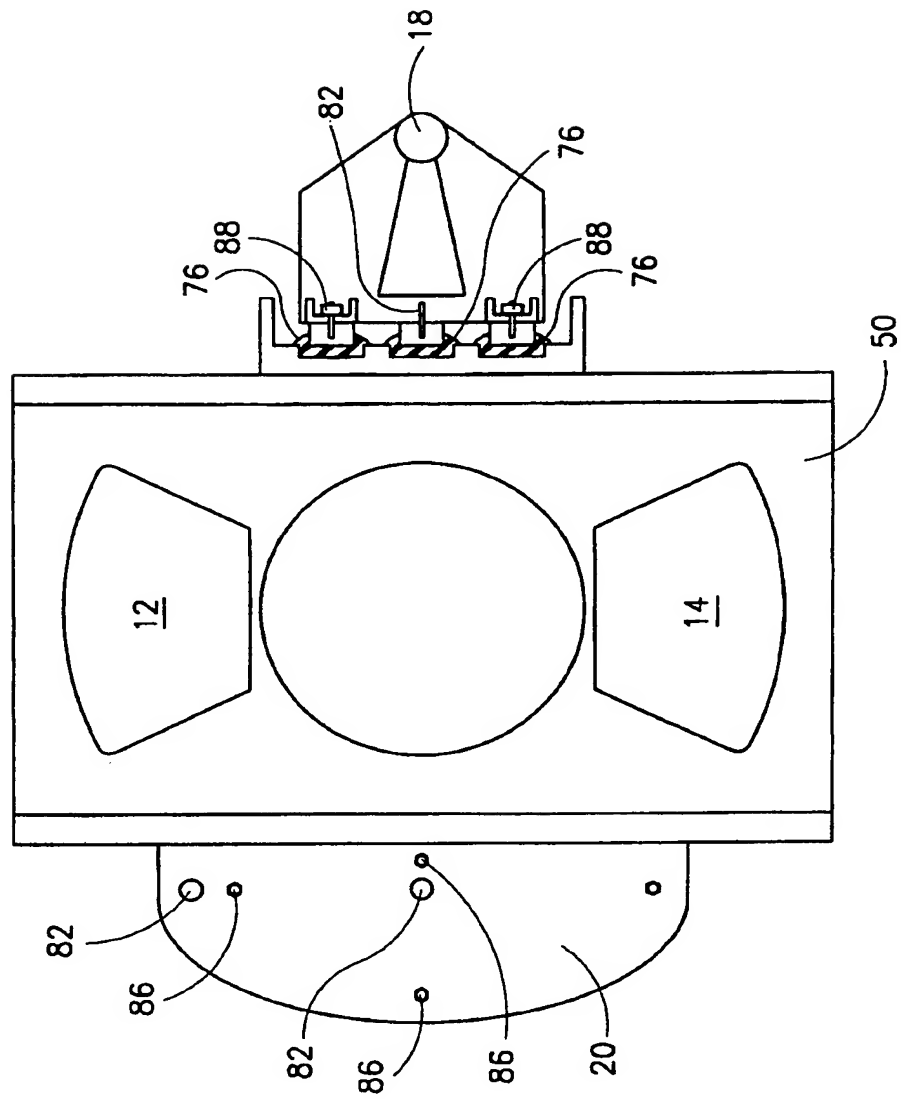
【図 8】



【図9】



【図 10】



【手続補正書】特許協力条約第34条補正の翻訳文提出書

【提出日】平成13年8月21日(2001. 8. 21)

【手続補正1】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】特許請求の範囲

【補正方法】変更

【補正の内容】

【特許請求の範囲】

【請求項1】 患者の減弱補正された核医学画像を生成する装置であつて、
軸周りで制御可能な第1の回転速度で、核断層画像を生成するのに適した核画像データを取得する少なくとも1つのガンマカメラヘッドと、

前記核断層画像の補正のために前記軸周りで制御可能な第2の回転速度で、減衰画像を生成するのに適したX線データを取得する少なくとも1つのX線CTイメージャと、

以下の動作モード、

(i) 前記第2の回転速度が前記第1の回転速度よりも十分に速く、前記X線取得のそれぞれの視野からのデータは、複数の呼吸ゲート制御期間の1つと対応付けられる動きゲート制御のNM画像化モード、

(ii) 前記第2の回転速度が前記第1の回転速度よりも十分に速く、様々な視野についての、前記X線取得のそれぞれの視野からのデータは平均化され、前記X線データは心拍周期とは関係しない心拍ゲート制御のNM画像化モード、

(iii) 前記第2の回転速度が前記第1の回転速度よりも速く、前記X線データは前記NMデータと同一のくくりつけによってくくりつけられる心拍ゲート制御のNM画像化モード、

の少なくとも1つを選択的に提供するために前記データ取得および前記第1および第2の回転速度を制御するコントローラと、

を備える装置。

【請求項2】 前記コントローラは、前記動作モードの少なくとも2つを提供するために、前記データ取得および前記第1および第2の回転速度を制御する

、請求項1に記載の装置。

【請求項3】 前記コントローラは、前記動作モードの3つ全てを提供するために、前記データ取得および前記第1および第2の回転速度を制御する、請求項1に記載の装置。

【請求項4】 前記提供される動作モードは少なくともモード(i)を含む、請求項1または請求項2に記載の装置。

【請求項5】 前記提供される動作モードは少なくともモード(ii)を含む、請求項1または請求項2に記載の装置。

【請求項6】 前記提供される動作モードは少なくともモード(iii)を含む、請求項1または請求項2に記載の装置。

【請求項7】 X画像化機能を有する核医学カメラであって、
ガントリに取り付けられた少なくとも1つのガンマカメラと、
前記同一のガントリに取り付けられたX線CTイメージャと、を備え、
前記少なくとも1つのガンマカメラおよび前記X線イメージャは、様々な回転速度で共通軸周りで同時に回転することができる。

【請求項8】 前記少なくとも1つのガンマカメラおよび前記X線イメージャは、同一の回転速度で共通軸周りで同時に回転することができる、請求項7に記載の核医学カメラ。

【請求項9】 X画像化機能を有する核医学カメラであって、
固定部分および少なくとも1つの回転部分を有するガントリと、
断層核画像を再構成するための核画像化データを取得することができ、前記少なくとも1つの回転部分に取り付けられ、軸周りで共通の第1の回転速度で一度に回転される少なくとも1つのガンマカメラと、

前記少なくとも1つの回転部分に取り付けられたX線発生源を有し、X線画像を再構成するためのX線画像化データを取得することのできるX線CTイメージャと、を備え、

前記X線CTイメージャは、前記固定部分に、前記少なくとも1つのガンマカメラよりも近接して取り付けられる。

【請求項10】 前記X線CTイメージャは、前記少なくとも1つのガンマ

カメラと固定部分の間に取り付けられる、請求項9に記載のシステム。

【請求項11】 前記少なくとも1つのガンマカメラは2つのガンマカメラを備える、請求項9に記載のシステム。

【請求項12】 前記2つのガンマカメラはそれらの間の制御可能な角度を有し、前記ガンマカメラ間の前記角度を制御するコントローラを備える、請求項11に記載のシステム。

【請求項13】 前記少なくとも1つのガンマカメラは2つのガンマカメラを備える、請求項10に記載のシステム。

【請求項14】 前記2つのガンマカメラはそれらの間の制御可能な角度を有し、前記ガンマカメラ間の前記角度を制御するコントローラを備える、請求項13に記載のシステム。

【請求項15】 前記X線イメージャは、X線を生成するために固定のアノードのX線を利用する、請求項9から請求項14のいずれかに記載のシステム。

【請求項16】 前記X線発生源は、前記ガンマカメラの回転速度と異なる回転速度で前記軸周りで同時に回転することができる、請求項9から請求項14のいずれかに記載のシステム。

【請求項17】 前記X線発生源は、前記ガンマカメラの回転速度と異なる回転速度で前記軸周りで同時に回転することができる、請求項15に記載のシステム。

【請求項18】 CTイメージャをガントリに取り付ける方法であって、
ガントリのローターの回転中心を決定すること、
複数の取り付け部材を前記回転中心を基準として予め決定された位置に置くこと、および、

前記取り付け部材を前記予め決定された位置に保持しつつ、前記取り付け部材を前記ローターに接続すること、を含む方法。

【請求項19】 前記回転中心を基準とする位置決めジグを提供すること、および、

前記ジグに前記取り付け部材を接続すること、
を含む請求項18に記載の方法。

【請求項20】 前記回転中心に柱を置くこと、および、
前記柱に前記ジグを取り付けること、
を含む請求項19に記載の方法。

【請求項21】 X線発生源を提供し、その発生源は、その上の第1の取
付け基準を参照されて提供され、

X線検出器を提供し、その検出器は、その上の第2の取付け面を参照されて
提供され、および、

前記X線発生源およびX線検出器を前記接続された取り付け部材に取り付ける
こと、を含む請求項18から請求項20のいずれかに記載の方法。

【請求項22】 前記取り付け部材は、前記第1および第2の取付け基準上
のマッチング部材と結合する位置合わせ部材を備える、請求項21に記載の方法
。

【請求項23】 接続することは、接着剤でつけることを含む、請求項18
から請求項20のいずれかに記載の方法。

【請求項24】 接続することは、ネジを用いて接続することを含む、請求
項18から請求項20のいずれかに記載の方法。

【請求項25】 接続することは、接着剤でつけることを含む、請求項21
に記載の方法。

【請求項26】 接続することは、ネジを用いて接続することを含む、請求
項21に記載の方法。

【請求項27】 接続することは、接着剤でつけることを含む、請求項22
に記載の方法。

【請求項28】 接続することは、ネジを用いて接続することを含む、請求
項22に記載の方法。

【請求項29】 核画像を補正するための減衰データを取得することを含む
核画像化の方法であって、

身体の第1の軸上の延長の部分で核放射データを取得すること、

前記身体の開心の放射性領域の範囲を決定すること、および、

前記決定された範囲に応じて、前記身体の第2の軸上の延長の部分で透過デー

タを取得すること、を含む方法。

【請求項30】 前記第2の軸上の延長の部分は、前記第1の軸上の延長の部分よりも小さい、請求項29に記載の方法。

【請求項31】 範囲を決定することは、平面の核放射画像を取得することを含む、請求項29または請求項30に記載の方法。

【請求項32】 範囲を決定することは、前記取得された核放射データから前記範囲を決定することを含む、請求項29または請求項30に記載の方法。

【請求項33】 前記透過データはX線発生源を用いて取得される、請求項29または請求項30に記載の方法。

【請求項34】 前記透過データはガンマ線発生源を用いて取得される、請求項29または請求項30に記載の方法。

【請求項35】 前記透過データはX線発生源を用いて取得される、請求項31に記載の方法。

【請求項36】 前記透過データはガンマ線発生源を用いて取得される、請求項31に記載の方法。

【請求項37】 前記透過データはX線発生源を用いて取得される、請求項32に記載の方法。

【請求項38】 前記透過データはガンマ線発生源を用いて取得される、請求項32に記載の方法。

【請求項39】 前記透過データはX線発生源を用いて取得される、請求項33に記載の方法。

【請求項40】 前記透過データはガンマ線発生源を用いて取得される、請求項33に記載の方法。

【請求項41】 核画像を補正するための減衰データを取得する方法であって、

身体内の関心の器官の範囲を決定すること、

前記関心の器官よりも広い前記身体の前記第1の軸上の延長の部分で核放射データを取得すること、および、

前記決定された前記器官の範囲に応じて、前記第1の部分よりもかなり小さな

第2の部分である、前記身体の第2の軸上の延長の部分で透過データを取得すること、を含む方法。

【請求項42】 範囲を決定することは、平面X線画像を取得することを含む、請求項41に記載の方法。

【請求項43】 前記透過データは、X線発生源を用いて取得される、請求項41または請求項42に記載の方法。

【請求項44】 範囲を決定することは、平面の透過ガンマ線画像を取得することを含む、請求項41に記載の方法。

【請求項45】 前記透過データは、ガンマ線発生源を用いて取得される、請求項41または請求項42に記載の方法。

【請求項46】 範囲を決定することは、平面の核放射画像を取得することを含む、請求項41に記載の方法。

【請求項47】 範囲を決定することは、前記取得された核放射データから前記範囲を決定することを含む、請求項41に記載の方法。

【請求項48】 対象物の核医学画像を生成する方法であって、
核画像データが前記対象物の周りで回転するガンマカメラヘッドによって取得される状態で、核断層画像を生成するのに適した核画像化データを取得すること

、
前記対象物の周りで回転するX線発生源により放射線を照射される検出器によってX線画像化データが取得される状態で、前記ガンマカメラ画像の減弱補正のためにX線断層画像を生成するのに適したX画像化データを取得すること、

前記X線が生成される間、前記ガンマカメラの感度を減少させること、および

、
前記核画像化データおよび前記X線画像化データを利用して、減弱補正された核医学画像を再構成すること、を含む方法。

【請求項49】 前記ガンマカメラヘッドは、ダイノードを有する複数の光電子増倍管を含み、前記感度を減少させることは、前記ダイノードの電圧を減少させることを含む、請求項48に記載の方法。

【請求項50】 対象物の核医学画像を生成する方法であって、

核画像データが前記対象物の周りで回転するガンマカメラヘッドによって取得される状態で、核断層画像を生成するのに適した核画像化データを取得すること

複数の回転に関して、前記対象物の周りで回転するX線発生源により放射線を照射される検出器によってX線画像化データが取得される状態で、前記ガンマカメラ画像の減弱補正のためにX線断層画像を生成するのに適したX線画像化データを取得すること、

平均化されたX線画像化データを生成するために、前記X線発生源の様々な回転で得られた同一視野のX線画像化データを平均化すること、

前記核画像化データおよび平均化されたゲート制御無しX線画像化データを利用して、減弱補正されたゲート制御された核医学画像を再構成すること、を含む方法。

【請求項51】 患者の減弱補正された核医学画像を生成するための装置であって、

軸周りの複数の位置で、核断層画像を生成するのに適した核画像データを取得する複数のガンマカメラヘッドと、

前記軸周りの複数の位置で、前記核断層画像の補正のための減衰画像を生成するのに適したX線データを取得する少なくとも1つのX線CTイメージャと、を備え、

前記X線CTイメージャは固定アノードのX線管を備える。

【請求項52】 対象物の核医学画像を生成するための装置であって、

ガントリに取り付けられ少なくとも1つの検出器を有し、軸周りで回転可能であり、核断層画像を生成するのに適した核画像化データを取得することのできる少なくとも1つのガンマカメラと、

前記ガントリに取り付けられ前記軸周りで回転可能であり、X線発生源と、前記ガンマカメラの検出器とは別のX線検出器とを含み、前記ガンマカメラ画像の減弱補正のためのX線断層画像を生成するのに適したX線画像化データを取得するC-TX線イメージャと、

前記核画像化データおよびX線画像化データを利用して減弱補正された核医学

画像を再構成することのできる回路と、を備え、前記C-TX線イメージャは、わずか約10ハウンスフィールド値またはそれ以上に過ぎないRMSノイズレベルを有するC-T画像を生成する機能を有する。

【請求項53】 前記RMSノイズレベルは15ハウンスフィールド値より高い、請求項52に記載の装置。

【請求項54】 前記RMSノイズレベルは20ハウンスフィールド値より高い、請求項52に記載の装置。

【請求項55】 前記RMSノイズレベルは50ハウンスフィールド値より高い、請求項52に記載の装置。

【請求項56】 前記RMSノイズレベルは100ハウンスフィールド値より高い、請求項52に記載の装置。

【請求項57】 前記RMSノイズレベルは200ハウンスフィールド値より低い、請求項52に記載の装置。

【請求項58】 前記X線イメージャは、体軸横断方向において約2lp/cmより低い解像度を有する断層画像を生成することができるのみである、請求項52から請求項57のいずれかに記載の装置。

【請求項59】 前記解像度は約3lp/cmより低い、請求項58に記載の装置。

【請求項60】 前記解像度は約4lp/cmより低い、請求項58に記載の装置。

【請求項61】 対象物の核医学画像を生成するための装置であって、
ガントリに取り付けられ少なくとも1つの検出器を有し、軸周りで回転可能であり、核断層画像を生成するのに適した核画像化データを取得することのできる少なくとも1つのガンマカメラと、

前記ガントリに取り付けられ前記軸周りで回転可能であり、X線発生源と、前記ガンマカメラの検出器とは別のX線検出器とを含み、前記ガンマカメラ画像の減弱補正のためのX線断層画像を生成するのに適したX線画像化データを取得するC-TX線イメージャと、

前記核画像化データおよびX線画像化データを利用して減弱補正された核医学

画像を再構成することのできる回路と、を備え、前記C-T X線イメージャは、
わずか2 lp/cmまたはそれ未満に過ぎない解像度を有するC-T画像を生成する機能
を有する。

【請求項6.2】 前記解像度は約3 lp/cmより低い、請求項6.1に記載の装
置。

【請求項6.3】 前記解像度は約4 lp/cmより低い、請求項6.1に記載の装
置。

【国際調査報告】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/IL99/00300

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

IPC(7) : G01T 1/00, 1/20
 US CL : 250/363.04, 363.05, 363.08, 363.09

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)

U.S. : 250/363.04, 363.05, 363.08, 363.09, 363.02, 378/4, 11, 15, 18

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)
 Please See Continuation Sheet

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category *	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	US 5,565,684 A (GULLBERG et al.) 15 October 1996 (15.10.1996), abstract; col. 3, lines 55-58; col. 4, lines 30-39, 56-60; col. 6, lines 9-13; Figs 1-3.	1-3, 78

Y		4-28, 31-41, 53-72, 75-77
Y	US 5,289,008 A (JASZCZAK et al.) 22 February 1994, (22.02.1994), abstract; col. 4, lines 38-50; Fig.	4-12
Y	US 5,598,003 A (JONES et al.) 28 January 1997 (28.01.1997) abstract; col. 2, line 67- col. 3, line 5; col. 6, lines 16-18, 62-63; Figs. 1-2.	10-15, 31
Y	US 4,585,008 A (JARKEWICZ) 29 April 1986 (29.04.1986), abstract, col. 7, lines 34-	16-28, 76-77
Y	US 5,391,877 A (MARKS) 21 February 1995 (21.02.1995), abstract; col. 2, lines 32-38, 62-69; Fig. 1.	16-28
Y	US 5,554,848 A (HERMONY et al.) 10 September 1996 (10.09.1996), abstract; col. 2, lines 36-47; col. 4, lines 55-67, Figs. 1-2.	16-28, 32-41, 75-77
Y	US 5,900,636 A (NELLEMANN et al.) 04 May 1999 (04.05.1999), abstract; Fig. 1.	53-72
X	US 4,014,109 A (SCHRAMM) 29 March 1977 (29.03.1977), abstract; Fig. 1.	79

Y		80-97
Y	US 4,499,375 A (JASZCZAK) 12 February 1985 (12.02.1985), abstract; Fig. 1, 3.	80-97



Further documents are listed in the continuation of Box C.



See patent family annex.

* Special categories of cited documents:

"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance

"E" earlier application or patent published on or after the international filing date

"L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)

"O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means

"P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed

"T"

later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention

"X"

documents of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone

"Y"

documents of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art

"Z"

documents member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search

11 April 2000 (11.04.2000)

Date of mailing of the international search report

26 APR 2000

Name and mailing address of the ISA/US

Commissioner of Patents and Trademarks

Box PCT

Washington, D.C. 20231

Facsimile No. (703)305-3230

Authorized officer

Seungsook Robyn Ham

Telephone No. (703) 308-0556

Form PCT/ISA/210 (second sheet) (July 1998)

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/IL99/00300

C (Continuation) DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	US 5,803,914 A (RYALS et al.) 08 September 1998 (08.09.1998), see entire document.	1-41, 53-78
A	US 5,717,212 A (FULTON et al.) 10 February 1998 (10.02.1998), see entire document.	42-52
A	US 4,578,583 A (GOSIS et al.) 25 March 1986 (25.03.1986) see entire document.	42-52

Form PCT/ISA/210 (continuation of second sheet) (July 1998)

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/IL99/00300

Box I Observations where certain claims were found unsearchable (Continuation of Item 1 of first sheet)

This international report has not been established in respect of certain claims under Article 17(2)(a) for the following reasons:

1. ☐ Claim Nos.:
because they relate to subject matter not required to be searched by this Authority, namely:
2. ☐ Claim Nos.:
because they relate to parts of the international application that do not comply with the prescribed requirements to such an extent that no meaningful international search can be carried out, specifically:
3. ☐ Claim Nos.:
because they are dependent claims and are not drafted in accordance with the second and third sentences of Rule 6.4(a).

Box II Observations where unity of invention is lacking (Continuation of Item 2 of first sheet)This International Searching Authority found multiple inventions in this international application, as follows:
Please See Continuation Sheet

1. ☒ As all required additional search fees were timely paid by the applicant, this international search report covers all searchable claims.
2. ☐ As all searchable claims could be searched without effort justifying an additional fee, this Authority did not invite payment of any additional fee.
3. ☐ As only some of the required additional search fees were timely paid by the applicant, this international search report covers only those claims for which fees were paid, specifically claims Nos.:
4. ☐ No required additional search fees were timely paid by the applicant. Consequently, this international search report is restricted to the invention first mentioned in the claims; it is covered by claims Nos.:

Remark on Protest



The additional search fees were accompanied by the applicant's protest.

No protest accompanied the payment of additional search fees.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/IL99/00300

BOX II. OBSERVATIONS WHERE UNITY OF INVENTION IS LACKING This application contains the following inventions or groups of inventions which are not so linked as to form a single general inventive concept under PCT Rule 13.1. In order for all inventions to be examined, the appropriate additional examination fees must be paid.

Group I, claim(s) 1-41 and 53-78, drawn to a method and apparatus for producing attenuation corrected nuclear medicine images.

Group II, claim(s) 42-52, drawn to a method of mounting a CT imager on a gantry.

Group III, claim(s) 79-97, drawn to a registration phantom for registering transmission and emission images.

The inventions listed as Groups I, II, and III do not relate to a single general inventive concept under PCT Rule 13.1 because, under PCT Rule 13.2, they lack the same or corresponding special technical features for the following reasons:

Group I is directed to a group of inventions wherein the special technical features are directed to the production of nuclear medicine images comprising acquiring nuclear image data and x-ray data. The inventions of Group I lack special technical features directed to either mounting a CT imager on a gantry or a registration phantom for registering transmission and emission images.

Group II is directed to a group of inventions wherein the special technical features are directed to the mounting of a CT imager on a gantry. The inventions of Group II lack special technical features directed to either producing a nuclear medicine image or a registration phantom for registering transmission and emission images.

Group III is directed to a group of inventions wherein the special technical features are directed to a registration phantom for registering transmission and emission images. The inventions of Group III lack special technical features directed to either producing a nuclear medicine image or mounting a CT imager on a gantry.

Continuation of B. **FIELDS SEARCHED** Item 3: USPTO APS EAST search terms: emission, transmission, gamma, x-ray, attenuation correction, imaging, noise, resolution, hounsfield, phantom, registration, calibration, attach, mount, jig.

フロントページの続き

- (72)発明者 ロン・アルバート
イギリス国 ビーコンスフィールド エイ
チピー 1 ティーピー ティルスワース ロ
ード 51
- (72)発明者 ハジャジ・ベニー
イスラエル国 ソラン 42823 イラノッ
ト ストリート 34
- (72)発明者 ワイナー・ナオール
イスラエル国 ジチロン ヤーコフ
30900 ハザイト ストリート 34
- (72)発明者 ヘフェツ・ヤーロン
イスラエル国 ヘルツェリア 46498 シ
ョシヤニム ストリート 14
- (72)発明者 ベルラド・ギデオン
イスラエル国 ハイファ 34986 ピラム
ストリート 11/52
- (72)発明者 ヤクボフスキー・レオニド
イスラエル国 キリヤト ビアリク
27203 ダリア ストリート 9/14
- F ターム(参考) 2G088 EE02 FF02 FF04 FF07 GG20
JJ05 JJ06 JJ22 JJ23 KK33
KK39 LL08 LL28
4C093 AA22 EC42 FC11 FD20 FF01
FF05 FG09